Aus der Orthopädischen Klinik der Universität Düsseldorf
Direktor: Prof. Dr. med. K.-P. Schulitz

Untersuchungen am Knochen-Band-Apparat der Halswirbelsäule, der arteriellen Versorgung des Dens-Axis und Bestimmung der Elastizitätsmodule des vorderen Längsbandes und der Halswirbelkörper

Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

Der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf

vorgelegt von
Michael Weinbeck
aus München

Düsseldorf 1982

Aus der Orthopädischen Klinik der Universität Düsseldorf
Direktor: Prof. Dr. med. K.-P. Schulitz

Untersuchungen am Knochen-Band-Apparat der Halswirbelsäule, der arteriellen Versorgung des Dens-Axis und Bestimmung der Elastizitätsmodule des vorderen Längsbandes und der Halswirbelkörper

Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

Der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf

vorgelegt von
Michael Weinbeck
aus München

Düsseldorf 1982

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41535716_0056

Meinen Eltern
und Barbara

»Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf«

Der Dekan
der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf
Prof. Brüster

Referent
Prof. K.-P. Schulitz
Korreferent
Prof. G. Arnold

Herrn Professor Dr.med. K.-P. SCHULITZ danke ich für die Überlassung des Themas.

Bei der Erstellung der Arbeit standen mir hilfreich zur Seite: Herr Dr. E. HILLE, orthopädische Klinik, Herr Dr. H. TESCHNER, Tierversuchsanstalt, Herr H.P. NOTERMANS, anatomisches Institut, und Herr B. HÖHER, Institut für Kunststoffverarbeitung, Aachen. Dafür möchte ich mich herzlich bedanken.

I N H A L T S V E R Z E I C H N I S

			Seite
A	I	Einführung	1
	II	Anatomische Grundlagen	1
	III	Nichtoperative Behandlungsformen von HWS-Verletzungen	8
	IV	Formen der Schäden des Bandapparates der HWS	10
		1 Dislokationsformen und deren Entstehung	10
		2 Häufigkeit und Vorkommen	11
B		Experimentelle Untersuchungen	13
	I	Beobachtungen am Knochen-Band-Apparat	13
		1) Material a) Präparation	13
		b) Lagerung	
		2) Methoden a) Dehnungsmeßstreifen (DMS)	17
		b) Röntgenkontrolle	
		c) Versuchsapparatur	
		3) Durchführung a) diskontinuierliche Gewichtsbelastung	19
		b) kontinuierliche Gewichtsbelastung (Stretch-Test)	
		c) Durchtrennung von Bandstrukturen	
		4) Ergebnisse a) DMS-Auswertung	21
		(1) diskontinuierliche Belastung ohne Durchtrennung	
		(2) kontinuierliche Belastung ohne Durchtrennung	
		(3) kontinuierliche Belastung mit Durchtrennung	

(4) Durchtrennung von Bandstrukturen gleichbleibende Belastung
b) Röntgenbild-Auswertung
(1) diskontinuierliche Belastung ohne Durchtrennung
(2) kontinuierliche Belastung ohne Durchtrennung
(3) kontinuierliche Belastung mit Durchtrennung
(4) Durchtrennung von Bandstrukturen gleichbleibende Belastung
5) Diskussion 37

II Beobachtungen am HWS-Gefäßsystem 40

1) Leichen-HWS-Angiographie in situ (in der Leiche verblieben) und am Präparat (der Leiche nach Darstellung entnommen) 40
a) Material und Methode (Micropaque-Darstellung)
b) Ergebnisse
c) Methode am Präparat mit aushärtendem Gel
d) Ergebnisse (Micropaque-Darstellung)
2) HWS-Angiographie an Präparaten (der Leiche vor Darstellung entnommen) in der Versuchsapparatur 43
a) Material
b) Methode
c) Ergebnisse
3) Affenangiographie 45
a) Material
b) Methode
c) Ergebnisse
4) Gefäßausgußpräparat 49
a) Material
b) Methode
c) Ergebnisse
5) Gesamtergebnisse mit Vergleich der Literatur 53

III Messungen am Band und Knochen 57

1) Elastizitätsmodul des ligamentum longitudinale anterius 57

a) Material
b) Methode
c) Ergebnisse

2) Elastizitätsmodul der Wirbelkörper der HWS 62

a) Material
b) Methode
c) Ergebnisse

3) Diskussion 66

D Zusammenfassung 67

F Literaturverzeichnis 69

A I Einführung

In der vorliegenden Arbeit wird versucht, die Halswirbelsäule unter biomechanischen und orthopädischen Gesichtspunkten auf ihr Extensionsverhalten hin zu untersuchen. Um eine mögliche Ursache von Durchblutungsstörungen im Kopf-Halsübergang zu erklären, werden mehrere Untersuchungsformen am Gefäßsystem und an Band- und Knochenstrukturen angewandt.

II Anatomische Grundlagen

Zur Einführung in das hier zur Diskussion stehende Gebiet sollen folgende anatomische Hinweise dienen.
Sie erstrecken sich über das Hinterhaupt und die Halswirbelsäule.
Zur Betrachtung sollen hier das knöcherne Skelett, die Bänder und die groben Gefäßverläufe kommen (1,2,3,4,5).
Den Boden des Neurokraniums bildet das os occipitale. Dessen pars basilaris ergibt durch keilförmige Gestalt einen breiten Anlagerungsaum zum Körper des os sphenoidale und durch ihren mittleren Arm, der sich spaltet, einen meist scharfen vorderen Rand. Durch die raphe pharyngis formt sich als Ausziehung des mittleren Armes das tuberculum pharyngeum. Die Ausläufer des mittleren Armes und die beiden lateralen Arme gehen in die partes laterales über, die einen Großteil des Knochensaumes um das foramen magnum bilden. Für uns wichtigster Bestandteil sind die halswirbelsäulenwärts ausgeformten condyli occipitales; sie stellen die Verbindung zur Halswirbelsäule dar. Nach ventral werden durch die incisurae jugulares zusammen mit dem Felsenbein die foramina jugulares gebildet. Nach medial schließt sich als Trenngraben zur pars petrosa ossis temporalis die fissura petrooccipitalis an. Nach lateral folgt der deutliche processus jugularis. Der canalis hypoglossalis durchzieht seitlich vorne die pars lateralis, seitlich hinten schließt sich die fossa condylaris an, in die die Entsorgungsgefäße und canalis condylaris münden. Der knöcherne Ring um das foramen magnum wird durch den Rand der squama occipitalis geschlossen.

Die hohen Ansprüche bezüglich der Funktion im Kopf-Hals-übergang, wie Tragen und Bewegen des Kopfes, finden ihr anatomisches Korrelat in den besonders gestalteten ersten und zweiten Halswirbeln, atlas und axis.

Atlas: Arcus anterior mit fovea dentis und arcus posterior, beide mit tuberculum anterius bzw. posterius, laufen in den kräftigen massae laterales zusammen, auf denen die gesamte Stützlast des Kopfes ruht; deren obere und untere Enden sind zu konkaven Gelenkflächen ausgebildet, foveae articulares superior bzw. inferior -die obere ist schmäler als die untere-. Die Längsachsen konvergieren, ähnlich denen der condyli, vorne. Die mediale massa-lateralis-Seite weist eine Ausziehung auf, die als Ansatz für das als retinaculum dentis dienende ligamentum transversum atlantis fungiert. An der Rückfläche zieht die arteria vertebralis in ihrem sulcus neben entsprechenden Venen und erstem Halsnerv. Lateral schließt sich ein processus transversus, der ja aus Rippenrudiment und Querfortsatz verschmolzen ist, mit einem foramen an, durch das die arteria vertebralis auf ihrem Weg zur arteria basilaris zieht.

Der zweite Halswirbel: Der kräftigere axis ist nicht so breit wie der atlas; er zeigt nur zum atlas hingewendet eine konvexe Gelenkfläche. Mit dem dritten Halswirbel ist er über die articulationes intervertebrales, unter den pediculus-Abschnitten gelegen, gelenkig verbunden. Das hervorstechendste Merkmal ist der dens axis, eine neue Struktur in der Vertebratenevolution, die erst seit den Amnionten vorhanden ist (6). Er besitzt eine vordere und hintere Gelenkfläche, zum arcus anterior des atlas und zum ligamentum transversum atlantis, und schließt nach oben mit einer flachen apex dentis. Der dens axis könnte topographisch den Körper des ringförmigen atlas darstellen, eine Vermutung, die sich bei Betrachtung der Entwicklungsgeschichte nicht aufrechterhalten ließ. Der dens ist im Mittel 15 mm lang; eine Skoliose dentis, eine seitliche Deviation, kommt vor. Eine Nach-vorne- oder Nach-hinten-Kippung tritt mit der Bildung der Wirbelsäulenkrümmung, also postpartal, auf. Die pediculi, ausgehend von den processus transversales und dem corpus, bilden den Bogen und nach dorsal eine Ausziehung zum processus, meist zweigipf-

lig. Zwischen der facies articulationis inferioris und dem processus transversus ergibt sich eine incisura vertebralis inferior, die mit dem dritten Halswirbel und weiter distal zwischen jeweils zwei Wirbeln die foramina intervertebralia umgibt. An der Unterseite setzt der erste discus intervertebralis -als "Synchondrosis"- durch einen faserknorpligen Übergang an.

Ganz auf ihre Funktion ausgerichtet sind die folgenden Halswirbel in corpus, in der Regel viereckig, arcus und processus untergliedert; das corpus ist das massive und kräftige Segment der tragenden Wirbelsäule, der arcus umgreift schützend den Wirbelkanal mit seinem vielgestaltigen Inhalt, die processus dienen zum Ansatz von überspannenden Bändern und Muskeln, aber auch mit ihren Gelenkflächen -von hinten unten nach vorne oben 45° geneigt- zu gelenkigen Verbindungen der Wirbel untereinander.

Kopf-Halsgelenke: Wir finden sechs Gelenke vor, jeweils zwei seitliche und zwei Zahngelenke.

Zunächst die zwei articulationes atlanto-occipitales. Das sind die Gelenke zwischen den Kondylen mit den oberen Atlasgelenkflächen, wobei die Kondylusflächen größer als die tragenden Atlasflächen sind. Die Kondylusgelenkfläche ist konvex mit einem Knorpel von 0,8 mm Dicke überzogen, die fovea articularis des atlas ist konkav mit einem Knorpel von 0,7 mm Dicke überzogen. Die Kondylen können als ein unterbrochener Gelenkkörper aufgefaßt werden, mit der Form eines Ellipsoids.

Eine Flexion nach vorne ist im Mittel um fünf Grad und eine Extension von ungefähr elf Grad um eine Transversalachse -mittlere Kompromißachse- möglich. Einer Ventralflexion treten hemmend entgegen: die fasciculi longitudinales des ligamentum cruciatum, die membrana tectoria, das ligamentum longitudinale posterius, das ligamentum nuchae und die membrana atlanto-occipitalis posterior. Der Dorsalflexion tritt hemmend entgegen: die membrana atlanto-occipitalis anterior, das ligamentum longitudinale anterius und das ligamentum alare. Die Kopfneigung ist um ungefähr 4,5 Grad um eine Longitudinalachse möglich. Die hier auftretenden Bewegungseinschränkungen sind durch das ligamentum alare, durch die Kapsel des Gelenkes, durch

Knochenhemmung und durch Antagonisten bewirkt. Eine Rotation ist im oberen Kopfgelenk nicht möglich. Röntgenologisch oft irreführend ist die Tatsache, daß die Weite des Kondylengelenkspaltes rechts und links nicht gleich ist. Rechts haben wir im Mittel 1,66 mm Weite, links 1,76 mm. Auch ist der linke Kondylus größer und länger als der rechte.

Zwischen atlas und axis bilden sich vier articulationes atlanto-axiales aus: zwei als articulationes atlanto-axiales laterales zwischen den unteren Gelenkflächen des atlas und den oberen des axis, eine zwischen der Vorderkante des dens und der Rückfläche des vorderen Atlasbogens als articulatio atlanto-axialis mediana und eine weitere gelenkige Verbindung als bursa atlanto-dentalis zwischen dem ligamentum transversum und der Rückfläche des dens; dieser Spalt ist mit einer Synovialmembran ausgekleidet. Die articulationes atlanto-axiales laterales werden von einer lockeren Gelenkkapsel umgeben. Zu den articulationes atlanto-axiales ist zu bemerken, daß sie jeweils den ungefähr gleichen Gelenkradius von 56 bzw. 57 mm in ap.-Projektion messen. Wenn das nicht der Fall ist, können Gelenkblockaden auftreten (7). Die articulatio atlanto-axialis mediana, ein Gelenk mit einem deutlichen Spalt von 1-3 mm, wird ebenfalls von einer weichen und dünnen Gelenkkapsel abgeschlossen. Bei der bursa atlanto-dentalis ist bemerkenswert, daß das ligamentum transversum atlantis an der Vorderfläche verknorpelt ist, wohingegen die Densrückfläche eine dünne, weiche Bindegewebsschicht aufweist.

Die Bänder: Die Zahlen hinter den Bändernamen beziehen sich auf die Übersichtszeichnung (Abb.1).

Die ligamenta alaria (I), Flügelbänder, erstrecken sich von den seitlichen oberen zwei Dritteln und der Hinterfläche des dens zu den vorderen medialen Seiten der Kondylussockel. Sie sind im Mittel 8 mm breit und gehen cranial in die membrana atlanto-occipitalis anterior über. Gelegentlich bildet sich ein ligamentum transversum occipitale aus, das als oberste Fasern der ligamenta alaria über die apex dentis hinwegzieht. Bei Dorsalflexion sind die Bänder locker, bei Ventralflexion gespannt. Sie verhindern gleichsam einen Rückfall des dens in den canalis vertebra-

lis und somit eine Schädigung des Rückenmarkes mit seinen Hüllen. Bei Rotation senkt sich der Kopf insgesamt ab, dadurch werden die Flügelbänder freigegeben und entspannt und eine Seitneigung bzw. Rotation ist möglich. Bei Seitneigung hemmt das der Neigungsrichtung gegenüberliegende Band. Die Hauptfunktion des ligamentum cruciforme (II,III) ist ebenfalls das Fernhalten des dens vom Rückenmark. Es unterteilt sich in das ligamentum transversum atlantis (II), im Mittel 10 mm breit, das von den medialen massae laterales atlantis über die dens-Rückfläche hinwegzieht, und in die fasciculi longitudinales (III), nur 2-3 mm breit, deren oberer Teil, pars superior, regelmäßig ausgebildet ist, wogegen die pars inferior nicht immer vorhanden sein muß. An der Basis des dens setzt seitlich ein ligamentum accessorium (IV) an, das zu der Medialseite der corpora laterales atlantis zieht (8). Als weiteres Band setzt das ligamentum apicis dentis (V) am dens an, 2-5 mm breit und 2-12 mm lang; es erstreckt sich vom vorderen Rand des foramen magnum zur Densspitze. Die membrana tectoria (VI) dient als Abdeckung des dens und seiner Bänder zum canalis vertebralis hin und setzt an der inneren Oberfläche der pars basilaris an und geht in das ligamentum longitudinale posterius (VII) über. Die membrana atlanto-occipitalis anterior (VIII) spannt sich breit zwischen dem Vorderrand des foramen magnum und dem Oberrand des arcus anterior atlantis auf und setzt sich als ligamentum longitudinale anterius (IX) nach caudal fort. Dessen Hauptfunktion ist es, die Retroflexion zu hemmen. Die membrana atlanto-occipitalis posterior (X) erstreckt sich vom hinteren Rand des foramen magnum bis an den Oberrand des arcus atlantis anterior und hat die entgegengesetzte Funktion wie die vorgenannten Bänder, nämlich eine Hemmung bei Ventralflexion. Die ligamenta flava (XI), flavus, weil sie vorwiegend aus elastischen Fasern bestehen und daher gelblich erscheinen, versuchen, da sie ständig unter hoher Spannung stehen, die Wirbelsäule nach hinten zu strecken. Da sie nahe der Drehachse in der Wirbelsäule liegen, sind sie nicht starken Dehnungen ausgesetzt. Sie sind im Halswirbelsäulenbereich am dünnsten ausgebildet und setzen jeweils oben und unten in der Mitte der Wirbelbögen an. Da sich durch

die Masse des Rumpfes ein Schwerpunkt vor der Wirbelsäule ergibt, werden nicht nur die Wirbelbögen nach vorne gezogwen, sondern auch die processus spinosi von einander entfernt. Dieser Bestrebung wirken Bänder entgegen, -eine Muskelanspannung wäre zu energieaufwendig-, die sich zum einen als ligamentum nuchae (XII) von der protuberantia occipitalis externa zu der vertebra prominens aufspannen. Eine gleiche Funktion haben die ligamenta supraspinale (XIII) und interspinale (XIV); sie ziehen beginnend bei dem processus spinosus axis über die folgenden processus caudal und wirken einer zu starken Ventralflexion entgegen.

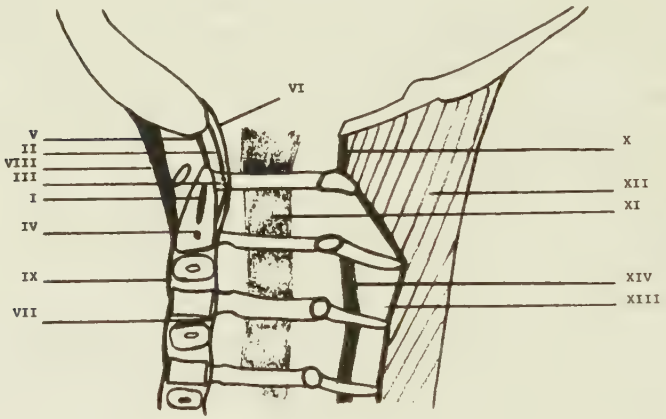


Abb.1: Schematische Zeichnung der Bänder im Kopf-Hals-Bereich

Gefäße: Das hier am meisten interessierende Gefäß ist die arteria vertebralis. Sie entspringt hinter dem musculus scalenus anterior und vor dem musculus scalenus medius in der sogenannten Skalenuslücke aus der arteria subclavia und zieht in der Regel vom sechsten Halswirbel an durch die foramina transversaria, dann, wie schon oben angedeutet, über den Atlasbogen hinter seiner massa lateralis im sulcus arteriae vertebralis nach vorne durch die membrana atlanto-occipitalis posterior, durch die dura mater, arachnoidea und das foramen magnum; sie gibt dann ihre

Äste arteria cerebellaris inferior posterior und die unpaarige arteria spinalis anterior ab, ventral der medulla oblongata verlaufend. Sie läuft mit der gegenseitigen arteria vertebralis zur arteria basilaris zusammen, die von dorsal den circulus arteriosus Willisii speist. Die uns hier besonders interessierende Versorgung der Bänder und Wirbel geschieht in der Hauptsache durch das Gefäßgebiet der arteria vertebralis. Durch das Periost dringen arteriae nutritiae in die Spongiosa der Wirbelkörper ein, wo sich Gefäßringe aus den ventro-lateralen und dorso-cranialen ascendierenden und descendierenden Ästen ergeben. Wirbelbögen, Quer- und Dornfortsätze werden von außen durch feine Zweige der rami dorsales, mediales und laterales versorgt. Die corticalis wird über die Volkmann,schen Kanäle versorgt. Die Blutversorgung des dens wird wegen seiner besonderen Fragestellung unter dem Punkt HWS-Gefäßsystem diskutiert werden.

III Nichtoperative Behandlungsformen von HWS-Verletzungen

Die Halswirbelsäule wird unter verschiedenen Bedingungen einer Extension unterzogen, so z.B. bei Verletzungseinwirkung und bei verschiedenen Therapieformen.
Eine kontrollierte Extension wird im Rahmen präoperativer Skoliosestreckung, Einrenkversuchen bei Luxationen, Luxationsfrakturen und Behandlung von HWS-Syndromen verwendet. Dabei können a) z.B. Bandzerrungen, -risse als Folge einer Überdehnung und b) Versteifungen, Gelenkblockaden und Durchblutungsstörungen als Folge der Behandlung auftreten.
Je nach Erkrankung und Notwendigkeit werden unterschiedliche Extensionsverfahren angegeben.
Einer der Ersten, der bei Wirbelsäulenverkrümmung Zug entlang der Längsachse als Therapie vorschlug, war Hippokrates (460-377v.Chr.).
Die Glisson (1597-1677)- Schlinge von 1668 diente ursprünglich bei rachitischen Verformungen; sie gilt als veraltet und ist durch die Stryker-Schlinge ersetzt, die weichere Kinn- und Hinterhauptsriemen hat.
Ähnlich war die Malgaigne (1806-1865)-Schlinge von 1855, die einer Hyperextensionsschlinge entsprach.
1933 hat Crutchfield eine Spange entwickelt (9), um bei Luxationsfrakturen und dens-axis-Frakturen Zug auch mit rasch steigenden Gewichten ausüben zu können. Sie setzt so am Schädel an, daß sie vom Patienten über längere Zeit geduldet werden kann.
Im gleichen Jahr entwickelte Neubeiser seinen os-zygomaticum-Haken, dessen Zugkraft meist vor der Korrekturachse ansetzte, so daß häufig ein Abkippen im zu korrigierenden Bereich resultierte.
Der Cone-Zug von 1937 (10) entspricht im Prinzip der Crutchfield-Spange; es werden dabei Drahtschlingen durch die Kalotte gezogen, allerdings mit erhöhter Infektionsrate; auch ist die Position nachträglich nicht zu ändern.
Die Entwicklung und Anwendung des Halo-Distraction-Apparatus 1958 durch A.R. Hodgson als "head-pelvic-sceletaltraction" ermöglicht zum einen eine exakte Spannung am betroffenen Knochensystem und schont das Weichteilgewebe

und zum anderen gibt es geeigneten Patienten die Möglichkeit der ambulanten Behandlung (11,12,13,14,15). Zu den Hauptindikationen zählen neben schweren Skoliosen und tuberkulösen Kyphosen in zunehmenden Maße Instabilitäten im Wirbelsäulen- besonders im Halswirbelsäulenbereich (16,17, 18).

Einige Orthosen, die mehr der unterstützenden Fixierung dienen, seien nur vollständigkeitshalber aufgeführt. Es sind dies die weiche Halsmanschette mit Klettverschluß, die verstellbare harte Plastik-Thomas-Manschette, die Vier-Punkte-Stütze mit thorakalem und abdominellem Unterstützungspolster, die Guiltford Zwei-Punkte-Stütze, das Philadelphia-collar, die Repona-HWS-Stütze, der Schanz-Kragen, das Minerva- und Milwaukee-Gipsstützkorsett.

IV Formen der Schäden des Bandapparates der HWS

1) Dislokationsformen und deren Entstehung

Ausgehend von Kräften, die am Kopf-Halsbereich so ansetzen können, daß an der Halswirbelsäule Schäden auftreten, muß man zwei Hauptbewegungen beschreiben, die daraus resultieren können.
Zunächst die Hyperflexionsbewegung, die schon recht früh beschrieben wird (Malgaigne 1855 (19)). Am umfassendsten werden die Vorgänge bei Braakman (2o) aufgezeigt, der eine weitere Unterteilung einführt: kompressive und disruptive Hyperflexion. Es kommt auf den Angriffspunkt am Kopf eines möglichen Schlages von hinten oben (kompressiv) oder hinten unten (disruptiv) an, der eine Annäherung bzw. ein Auseinanderweichen zwischen Kopf und Rumpf bewirkt. Der prognostisch ungünstigere Fall ist die disruptive Hyperflexion. Nach dem Ausschöpfen des natürlichen Bewegungsspielraumes beginnt eine Zerrung der hinteren Band- und Muskelstrukturen; bei weiterer Krafteinwirkung reißen die hinteren Bandstrukturen (ligamentum nuchae, ligamentum interspinosum, ligamentum flavum, ligamentum longitudinale posterius, Gelenkkapsel), während die Gelenkfacetten aneinander gleiten, so daß sich die untere Facette des oberen Wirbels vor die obere Facette des unteren Wirbels schiebt und verhaken kann (Luxation). Die Zwischenwirbelscheibe wird entweder in der Mitte oder am Ansatz zum Wirbel zerrissen, so daß zusätzlich ein weiterer Rückhaltemechanismus verloren geht.
Bei den Experimenten von Roaf (21) an einer Leiche einer jungen Person zeigt sich, daß es nicht gelingt, durch reine Hyperflexion oder Hyperextension Bandrupturen zu erzeugen. Bevor das Band reißt, erleidet der Wirbelkörper eine Kompressionsfraktur; jedoch mit horizontalen Scherkräften und besonders Rotationskräften kann leicht eine Ruptur und Dislokation entstehen. "The so-called hyperextension injury is really a rotation injury".
Je nach Richtung und Stärke der Rotations- und Flexionskräfte entstehen unilaterale oder bilaterale Luxationen. Bei einseitigen Luxationen (Hemiluxationen, Braakman 1967 (22)) sind die Schäden meist weniger schwer als bei beid-

seitigen; die Gelenkkapsel ist gezerrt, das ligamentum longitudinale posterius und der anulus sind nur leicht geschädigt, die Gegenseite ist in der Regel nicht gezerrt. Nach Burke (23) ist das Gegengelenk dabei immer subluxiert.
Die zweite bei Halswirbelsäulenverletzungen ursächliche Hauptbewegung ist die Hyperextension. Braakman unterscheidet auch hier in kompressiv und disruptiv, was die verschiedenen klinischen Bilder bei ähnlicher Kraftrichtung zu erklären vermag.
Hierbei reißt das ligamentum longitudinale anterius, in der Folge auch der discus intervertebralis, so daß die Wirbelsäule nach hinten aufklappen und dislozieren kann. Das ligamentum longitudinale posterius löst sich meist ohne zu reißen vom unteren Wirbel ab. Der nicht dislozierte Zustand ist am Röntgenbild meist nicht zu verifizieren und wird daher übersehen.
Je nach Dauer der Krafteinwirkung können Luxationen auch nur mit Bandzerrungen vorkommen. Reine Luxationen kommen nach Lob (24) nur im Halswirbelsäulenbereich vor. Die meisten Autoren aber sprechen bei traumatisch bedingten Luxationen von Bandrupturen (Gelehrter (25), Bailey (26), Forsyth (27), Beatson (28), Barnes (29), Durbin (30)).

2) Häufigkeit und Vorkommen

Über die Häufigkeit der Halswirbelsäulenschäden in den verschiedenen Halswirbelsäulenabshnitten gibt es unterschiedliche Aussagen in der Literatur.
Mit obere HWS (C1/C3), mittlere HWS (C3/C5), untere HWS (C5/Th1) folge ich der Einteilung von Clemens 1972 (31).
Im Folgenden wird ein kurzer Überblick gegeben, welche Autoren in welcher Höhe das Verletzungsmaximum sehen:
So gibt Brookes 1933 (32) das obere Drittel mit 30 von insgesamt 40 Fällen an.
Das mittlere Drittel ist nach Hinz 1962 (33) der Ort der häufigsten Verletzungen. Dieser Befund ist anhand von Leichenversuchen gewonnen, wobei man beachten muß, daß es sich hier um Einphasenversuche handelt, da die reflektorische Gegenregulation der Muskulatur fehlt.

Nach Crooks 1944 (zusammen 52 Fälle) (34), Jahna 1971 (108 von 236 Fällen) (35), Clemens 1972 (Leichenversuche) (31) und Meister 1975 (36) ist das untere Drittel bevorzugt geschädigt.
Die unteren zwei Drittel gibt Evans 1961 (37) (insgesamt 17 Fälle) an.
Durbin 1957 (insgesamt 75 Fälle) (30), Braakman 1967 (30 von 37) (22), Verbiest 1969 (14 von 17) (38) und Burke 1971 (73 von 76) (23) geben die untere Hälfte (C4/Th1) als hauptsächlich geschädigten Ort an.
Nach Ansicht von Saternus 1977 (39) handelt es sich um eine gleichmäßige Verteilung (mit 4 ventralen und 19 dorsalen reinen Bandrupturen von 92 Fällen).
Nach Schadensarten unterscheiden Gelehrter 1960 (25) und Maurer 1971 (40). So treten Hyperextensionsschäden bevorzugt im Bereich der ersten Wirbel auf, wogegen Hyperflexionsschäden vermehrt im mittleren und unteren Bereich vorkommen (Gelehrter beurteilt ein Kollektiv von 172 Patienten).
Brav 1963 (41) entdeckt bei einem Auftreten von rund 65% aller seiner Fälle in der unteren Hälfte ein Maximum, wobei anteriore Dislokationen ungefähr lomal häufiger als posteriore Dislokationen vorkommen.

B Experimentelle Untersuchungen

I Beobachtungen am Knochen-Band-Apparat

Der erste Teil der Untersuchungen beschäftigt sich mit dem Knochen-Band-Apparat der Halswirbelsäule.
Hierzu werden präparierte Halswirbelsäulen in einen Rahmen gehängt und mit Gewichten belastet.
Zum einen werden diskontinuierlich die Gewichte gesteigert (mit vollständiger Entlastung bei den Gewichtswechseln), zum anderen werden die Gewichte fortlaufend erhöht (mit Steigerung der Gewichte ohne Zwischendurchentlastung). Dies geschieht sowohl an HWS mit intaktem Bandapparat als auch an HWS mit Banddurchtrennungen (Näheres siehe S. 19).

1) Material

Die hierbei verwendeten zehn Halswirbelsäulen stammen aus je fünf männlichen und weiblichen menschlichen Leichen (Tab.1). Der jeweilige Zustand der HWS bei den verschiedenen Untersuchungen (diskontinuierliche, kontinuierliche Belastur ohne und mit Durchtrennung von Bandstrukturen) wird unter 3 Durchführung beschrieben.

WS-Nr.	Alter (	Geschlecht der	Gewicht Leiche	Größe)	Art der Lagerung
1	23	männl.	78,1kg	186cm	Formalin
2	43	männl.	99,6kg	184cm	Formalin
3	62	männl.	62,3kg	168cm	nativ
4	38	männl.	102,5kg	194cm	nativ
5	35	männl.	71,2kg	188cm	nativ
6	62	weibl.	75,2kg	166cm	nativ
7	25	weibl.	63,2kg	160cm	nativ
8	46	weibl.	71,2kg	172cm	nativ
9	32	weibl.	68,9kg	168cm	nativ
1o	53	weibl.	80,7kg	18ocm	nativ

Tab.1: Angaben zu den Halswirbelsäulen

a) Präparation

Die HWS sind auf dem üblichen präparatorischen Wege unter besonderer Schonung der vorhandenen Bandstrukturen und Gefäße entnommen. Ein Halswirbelsäulenpaket umfaßt einen dicken Muskelmantel, einen vollständigen Knochen-Band-Apparat, Halsgefäße, nach cranial einen Teil der Hinterhauptschuppe und nach caudal zwei bis drei Brustwirbel.

b) Lagerung

Die ersten zwei Halswirbelsäulen sind formalinfixiert (4%ig), wodurch sie lederartig zäh werden, da die Muskulatur schrumpft; sie sind nur bedingt verwertbar. Die restlichen Halswirbelsäulen werden entweder unbehandelt verwendt, oder, wenn sie gelagert werden sollen, bei $-20^{\circ}C$ tiefgefroren.

Zur Untersuchung mit Dehnungsmeßstreifen (DMS) und Röntgenkontrolle sind die Halswirbelsäulen weitgehend freipräpariert, so daß ein offener Zugang zu den Knochen und Bändern möglich ist (Abb.2).

Abb.2: Zur Untersuchung vorbereitetes HWS-Präparat mit DMS

Mittels DMS lassen sich Längenänderungen im Bereich der Klebestellen während der verschiedenen Gewichtsbelastungen aufzeichnen.
Die Stellen, an denen DMS geklebt werden sollen, werden zuvor mit einem Rasperatorium plan geschabt und von Periost befreit, anschließend mit Alkohol gereinigt; so ergeben sich fettfreie Klebestellen.
Der Übersichtlichkeit halber werden nur vier Orte für die DMS pro Wirbel gewählt. Die stärksten Veränderungen werden bei Belastung an folgenden Stellen vermutet:

ligamentum longitudinale anterius
ligamentum longitudinale posterius
Bänder zwischen den processus
Interartikularportionen (IAP) (Abb.3).

Deshalb werden je Wirbel an der Vorderseite des Wirbelkörpers, am Ende des Dornfortsatzes seitlich und an den IAPs insgesamt vier DMS angebracht (Abb.4).

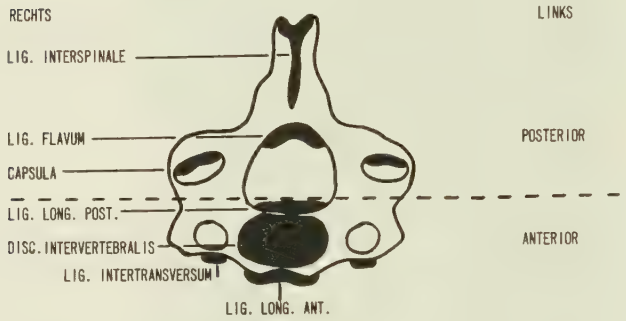
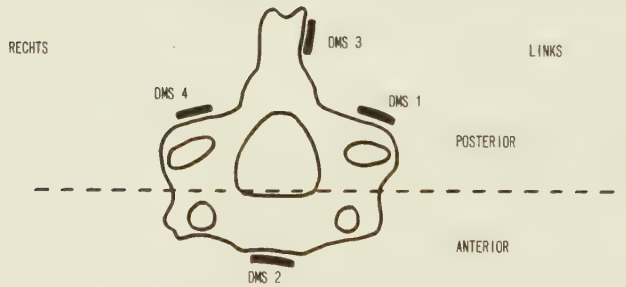


Abb.3: Ansätze der Bänder am Wirbel (nach 18)



DMS 1 : = INTERARTIKULARPORTION (IAP) LINKS
DMS 2 : = LIG. LONG. ANT.
DMS 3 : = PROC. SPIN.
DMS 4 : = INTERARTIKULARPORTION (IAP) RECHTS

Abb.4: DMS-Klebestellen am Wirbel

Das Kleben direkt auf den Knochen ist nötig, weil es keinen geeigneten Klebstoff gibt, der DMS und Bandstrukturen aus-

reichen untereinander verbindet; es ist aber dadurch gerechtfertigt, da die Bänder über die Sharpey'schen Fasern fest am Knochen inserieren und so die Kräfte übertragen.

2) Methoden

a) Dehnungsmeßstreifen (DMS)

Um die Halswirbelsäule im Rahmen dieser Experimente unter biomechanischen Gesichtspunkten beurteilen zu können, bedarf es Meßaufnehmern, die Veränderungen übertragen, verstärken und somit beurteilbar machen. Dies geschieht durch DMS, die, direkt auf das Objekt geklebt, Längenänderungen bei Dehnung und Stauchung des Objekts in gut weiter zu verarbeitende elektrische Signale umwandeln. Es werden DMS der Firma Hottinger-Baldwin-Meßtechnik GmbH verwendet (0,6/120LY11), die mit dem kalthärtenden Einkomponenten-Schnellklebstoff Z 70 aufgeklebt werden. Die Litzen der DMS werden an Lötstützpunkten am Objekt mit feinen Kabeln verbunden, die über ein Ausgleichspotentiometer zum Meßverstärker führen. Das dort empfangene elektrische Signal wird so umgewandlt, daß ein angeschlossener Vierkanal-Streifenschreiber (Fa. Kayowa) Kurven aufträgt. Für jede Manipulation werden alle DMS-Signale nach Wirbeln geordnet aufgeschrieben. Allerdings sind nur qualitative Aussagen möglich.

b) Röntgenkontrolle

Parallel zur Untersuchung mit DMS werden von jeder Manipulation Röntgenbilder gefertigt, die mehr dem diagnostischen Gesichspunkt Rechnung tragen sollen.
Der Röhren-Platten-Abstand beträgt einen Meter, der Objekt-Platten-Abstand variiert leicht, woraus sich ein etwas uneinheitlicher Röntgenvergrößerungseffekt ergibt (Tab.2).

WS1	WS2	WS3	WS4	WS5	WS6	WS7	WS8	WS9	WS10
6,4	11,8	5,7	8,8	7,8	9,2	7,1	6,6	8,2	8,5

Durchschnitt: 8%

Tab.2: Röntgenvergrößerungseffekt (%)

Ein Röntgenbild von jeder Halswirbelsäule vor den Veränderungen soll als Bezugsbild zu den weiteren, jeweils nach einer Veränderung gefertigten Bildern dienen.

c) Versuchsapparatur

Die präparierten und mit DMS versehenen Halswirbelsäulen werden an Drahtschlingen am cranialen Ende in einen Eisenrahmen gehängt. Dieser erlaubt hohe Gewichtsbelastungen ohne sich zu verbiegen. Am caudalen Ende sind jeweils zwei Steinmann-Nägel diagonal durch einen thorakalen Wirbelkörper gebohrt. Zum einen können daran über weitere Drahtschlingen beliebig Gewichte angehängt werden, zum anderen wird so ein gleichmäßiger Abstand des Objekts zur Platte gewährleistet. Die Hauptkraft wirkt an einer Zentralachse, die durch die Mitte der Wirbelkörper gedacht ist (Abb.5).

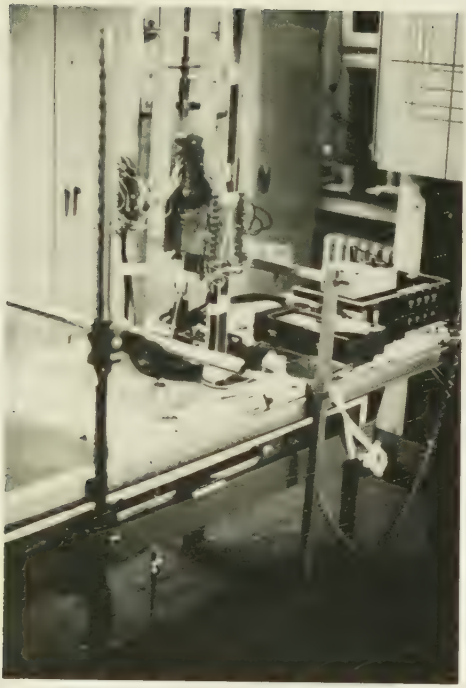


Abb.5: Versuchsanordnung mit Eisenrahmen, Meßgeräten und HWS-Präparat

3) Durchführung

Die Untersuchung selbst besteht aus Manipulationen, wie diskontinuierliche und kontinuierliche Gewichtsbelastung (s.u.) in vertikaler Richtung und verschieden Banddurchtrennungen. Es sollen so klinische Situationen simuliert werden (siehe A IV).

a) diskontinuierliche Gewichtsbelastung

Um das biomechanische Verhalten der Halswirbelsäule zu untersuchen, werden schrittweise steigende Gewichte an die Präparate angehängt -teils mit erhaltenem Bandapparat, teils mit durchtrennten Bändern- (Näheres siehe S.20). Zwischen den einzelnen Stufen wird wieder völlig entlastet.

b) kontinuierliche Gewichtsbelastung (Stretch-Test)

Der sogenannte Stetch-Test -eine kontinuierliche Gewichtssteigerung- dient entweder in zweifelhaften Fällen der Diagnosesicherung von Halswirbelsäulenverletzungen oder bei bekannter Diagnose der Therapie (Näheres unter 5)). Hierzu werden Halswirbelsäulen ohne und mit Banddurchtrennungen untersucht.

c) Durchtrennung von Bandstrukturen

Im letzten Teil werden Verletzungen -durch Skalpell ausgeführt- simuliert, die vorderen, hinteren Dislokationen, Luxationen und Instabilitäten entsprechen sollen. Diese treten üblicherweise nach Unfällen mit Verletzungen im Bereich der HWS auf.
Vordere, hintere Dislokationen und Luxationen sind schon oben beschrieben.
Klinische Instabilität wird nach White und Panjabi (18) definiert als Verlust der Fähigkeit einer Wirbelsäule unter physiologischen Bedingungen Beziehungen zwischen Wirbeln so aufrecht zu erhalten, daß dort weder Schaden noch nachfolgende Reizung des Rückenmarks oder der Nervenwurzeln auftritt... .
Aus der Literatur (Munroe (42), Bedbrook (43), Bailey (26), Roaf (21)) gehen unterschiedliche Auffassungen darüber hervor, welche Bandstrukturen in welchem Umfang an einer Stabilität im Gefüge beteiligt sind.
Aus Experimenten (White und Panjabi (18)) geht hervor, daß eine Stabilität dann erhalten bleibt, wenn alle vorderen Elemente und mindestens ein hinteres Element oder alle hinteren und mindestens ein vorderes Element unver-

sehrt sind. Zu den vorderen Elementen werden das ligamentum longitudinale posterius und alle Strukturen, die davor liegen, gerechnet. Zu den hinteren Elementen gehören alle hinter dem ligamentum longitudinale posterius liegenden Bänder (Abb.3).

4) Ergebnisse

Allgemein muß man zur Aussagekraft der DMS-Messung anfügen, daß es sich hierbei nur um qualitative Messungen handeln kann. Eine quantitative Messung ist wegen unterschiedlicher Klebstoffdicke, Auflagefläche der DMS und nicht in Zugrichtung geklebter DMS nicht möglich; so sind wohl Vergleiche der Messungen an Klebstellen einer Wirbelsäule untereinander möglich, Absolutmessungen aber nicht.

a) DMS-Auswertung

(1) diskontinuierliche Belastung ohne Durchtrennung

Bei der diskontinuierlichen Belastung beginnend mit 2,5 kg (WS6) bis 25 kg (WS5) in 5 kg-Schritten tritt jeweils eine deutliche Stauchung im vorderen Bereich der Halswirbelsäule auf. Fast regelmäßig zeigt sich eine umgekehrte Kraftwirkung (Dehnung) in den hinteren Abschnitten, allerdings im Vergleich zur Vorderseite viel diskreter.
Zwischen CI und CII treten an allen Bändern unabhängig vom belastenden Gewicht Dehnungen auf; beginnend mit 15 kg tritt insgesamt eine leichte Dehnung in der oberen Halswirbelsäulenhälfte auf.
An zwei Wirbelsäulen (WS3 und WS4) sind die hinteren Wirbelbögen entfernt, so daß ein direkter Zugang zum sonst unzugänglichen ligamentum longitudinale posterius möglich wird (Abb.6).

Abb.6: HWS-Präparat mit entfernten Wirbelbögen

Auf Grund der Eigenschaft des hinteren Längsbandes an den disci anzusetzen, ist es hier nötig, die DMS direkt auf das ligamentum longitudinale posterius zu kleben (Abb.7). Hier zeigt sich ein jeweils gleichgroßes, aber gegensinniges Auftreten von Stauchung vorne und Dehnung hinten über die Strecke CII bis Th1 (Zug 10 und 15 kg).

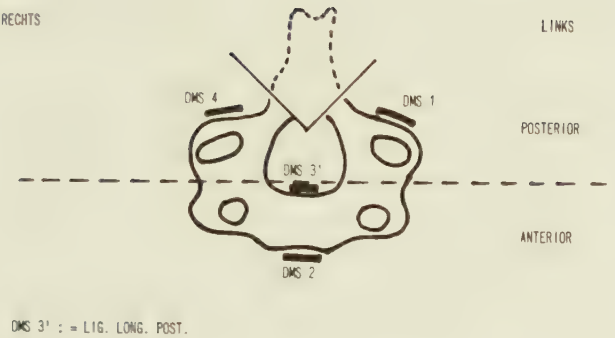


Abb.7: DMS-Klebestellen am Wirbel mit reseziertem Wirbelbogen

Wenn an den Interartikularportionen überhaupt ein Zeichen von Längenänderungen auftreten, dann sind es leichte Dehnungen im unteren Drittel der Halswirbelsäule.

(2) kontinuierliche Belastung ohne Durchtrennung

Beim Stretch-Test an unversehrten Band-Knochen-Präparaten zeigen sich die gleichen Ergebnisse wie bei diskontinuierlicher Belastung (WS8, WS9, WS10, jeweils der erste Teil der Messungen).

(3) kontinuierliche Belastung mit Durchtrennung

An Wirbelsäulen mit bestimmten Durchtrennungen treten beim Stretch-Test folgende Verhaltensweisen auf:

WS7: Zwischen CIV und CV liegt eine einseitige Luxation rechts mit Durchtrennung von Kapsel, ligamentum longitudinale anterius und discus vor. Beginnend mit 10 kg zeigt sich ein normales Gesamtverhalten (wie oben), nur am betroffenen Segment (CIV) ist die IAP links gedehnt, ebenso die hinteren Strukturen. Im Bereich

des ligamentum longitudinale anterius kommt es zu einer durchgehenden Stauchung, die sich mit steigenden Gewichten, besonders in CIV und CV in eine Dehnung umwandelt. Bei 35 kg Zug nach 15 Minuten überwiegen vorne und hinten und ganz besonders im CI-CII-Bereich Dehnungsanzeichen.

WS8: Hier wird mit Durchschneiden von ligamentum longitudinale anterius, discus, ligamentum longitudinale posterius und ligamentum supraspinale eine vordere Instabilität in Höhe CIII-CIV erzeugt. Die einzige Veränderung gegenüber vorher betreffen die IAPs beidseitig, die plötzlich starken Dehnungen ausgesetzt sind. Im nach oben anschließenden Drittel sieht man eine stärkere Stauchung.

WS8: Da sich die Durchtrennung in CIV-CV auf die restliche Halswirbelsäule nicht verändernd auswirkt, scheint es erlaubt, im unteren Drittel noch eine Durchtrennung vorzunehmen. Der obigen Definition folgend, wird eine hintere Instabilität erzeugt (CV-CVI, ligamentum longitudinale anterius, ligamentum interspinosum, ligamentum flavum, capsula). Hier kommt es zu starkem Stauchungsverhalten unter gleichzeitiger Dehnung der IAPs und des processus spinosus.

WS9: Zwischen CIII-CIV sind die Strukturen durchtrennt, die bei einer beidseitigen Luxation rupturieren sollten. Die Stauchung nimmt an CIII vorne zu, an den processus nach cranial treten im Wechsel zu vorher Stauchungen auf, nach caudal bleibt die Dehnung bestehen.

WS10: entspricht in Durchführung und Ergebniss der WS9.

(4) Durchtrennung von Bandstrukturen -konstante Belastung

Im Folgenden wird beschrieben, wie sich die einzelnen Elemente bei Durchtrennung von Bandstrukturen unter Belastung verhalten. Experimentell werden die Bänder so durchtrennt, daß vordere und hintere Instabilitäten, Hyperextensions- und Hyperflexionsverletzungen vorgegeben sind.
Um eine Vergleichbarkeit zu erhalten, werden die Wirbel-

säulen zweimal mit jeweils gleichgroßen Gewichten belastet, einmal bevor die Bandstrukturen mit Skalpell durchschnitten sind, einmal nach der Durchtrennung.

Vordere Instabilität: An der WS1 sind ligamentum longitudinale anterius, discus, ligamentum longitudinale posterius und als hinteres Element das ligamentum interspinosum zwischen CVI-CVII durchtrennt. Bei einem Zug von 10 kg wird vorne an CVI aus einer starken Stauchung vor Durchtrennung eine Dehnung nach Durchtrennung, an CVII wird die Dehnung etwas abgeschwächt. Hinten wird an CVI aus einer leichten Stauchung eine leichte Dehnung, an CVII aus einer ebenfalls leichten Stauchung eine stärkere. Im oberen Segment kehren sich also die Richtungen der Längenänderungen um, im unteren Segment behalten sie die Richtung bei. Die IAPs bleiben jeweils unverändert gleich gedehnt.

An der WS2 werden in Höhe CIV-CV das ligamentum longitudinale anterius, discus, das ligamentum longitudinale posterius und als hinteres Element die Kapseln durchschnitten.

Hintere Instabilität: Dazu wird an der WS1 das ligamentum interspinosum, ligamentum flavum, die Gelenkkapseln und als vorderes Element das ligamentum longitudinale anterius zwischen CIII und CIV gespalten. Bei wiederum 10 kg ändert sich an CIII und CIV nichts. Die Stauchung vorne bleibt ebenso wie eine leichte Dehnung hinten. An den IAPs ist wieder nur eine leichte Dehnung festzustellen.

Hyperextension: An der WS6 sind zu diesem Zweck das ligamentum longitudinale anterius und discus zwischen CIII und CIV durchschnitten. Unter 5 kg Zug verwandelt sich an CIII vorne die Dehnung in eine Entspannung, an CIV bleibt sie konstant. Hinten zeigt sich an CIII eine unveränderte Neutralstellung, an CIV nimmt eine geringe Strauchung leicht zu. An den IAPs tritt eine leichte Dehnung auf.

Hyperflexion: An der gleichen Wirbelsäule wie zuvor werden zwischen CV und CVI die hinteren Bandstrukturen zertrennt. Wieder sind die Veränderungen unter 5 kg Zug

sehr diskret. An CV geht vorne eine leichte Dehnung in eine Neutralstellung über, an CVI hingegen eine stärkere Stauchung in eine Neutralstellung. Hinten bleibt an CV eine leichte Dehnung, an CVI geht eine sanfte Dehnung in eine Neutralstellung zurück.

b) Röntgenbild-Auswertung

Bei der Auswertung der Röntgenbilder werden die Winkel, die sich zwischen den Grundplatten jeweils benachbarter Wirbelkörper bilden, gemessen. Ein positiver Wert gibt an, daß die Grundplattenlinien nach ventral spitzwinklig zulaufen, ein negativer Wert zeigt ein Auseinanderweichen an (Abb.8).

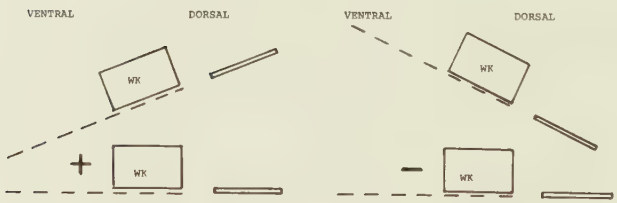


Abb.8: Positive und negative Winkel zwischen den Wirbelgrundplatten

Weiter sollen die Wirbelkörperabstände -an den Vorder- und Hinterkanten gemessen- Auskunft über Veränderungen am Gefüge geben.
Alle Röntgenbilder sind in Seitprojektion erstellt.
Die Veränderungen am Präparat sind die selben wie bei der DMS-Messung (Belastungen und Durchtrennungen). In Analogie

dazu sind die Ergebnisse in gleicher Reihenfolge aufgeführt.

(1) diskontinuierliche Belastung ohne Durchtrennung

Unter der diskontinuierlichen Belastungssteigerung ändern sich an der WS6 (Ausgang 0 kg, 2,5 kg, 5 kg Zug) die Vorder- und Hinterkantenabstände: vorne werden sie kleiner, hinten nehmen sie um bis zu 2 mm zu. Anhand der Grundplattenwinkel wird deutlich, daß die Wirbel sich ventral annähern (Winkeländerung im Mittel um $+3^{\circ}$). Der obere und mittlere Teil der Halswirbelsäule ist stärker betroffen als der untere.
An der WS5 (Ausgang 0 kg, 5 kg, 10 kg, 15 kg, 20 kg Zug) werden die Vorderkantenabstände um 1 bis 2 mm kleiner, während sich die hinteren Abstände nicht verändern oder etwas vergrößern (maximal um 0,5 mm). Die Winkel verschieben sich durchgehend aus dem negativen Bereich in Richtung positiven Bereich (Ausgang Summe -19°, Endwert Summe $+3^{\circ}$). An den wirbelbogenresezierten Halswirbelsäulen (WS3, WS4) zeigt sich unter Belastung (15 kg) wieder eine deutliche Verschiebung der in der Summe negativen Winkel (-8°)in positiver Richtung (-1°). Die Hauptverschiebungen finden im Mitteldrittel statt. Im Durchschnitt zeigt sich bei den Kantenabständen wieder ein leichtes Auseinanderweichen hinten, ein Zusammenrücken vorne; nebenbei nehmen die Gesamtabstände im unteren Drittel etwas zu (im Mittel 1 mm).

(2) kontinuierliche Belastung ohne Durchtrennung

Bei dem kontinuierklichen Stretch-Test über 120 Minuten mit 10 bis 30 kg Zug treten Winkelverschiebungen vom negativen Bereich in positiver Richtung auf. Ein deutlicher Unterschied zum diskontinuierlichen Stretch-Test besteht in der Zunahme der absoluten Wirbelkörperabstände (im Mittel 2 mm). (WS8, WS9, WS10, jeweils erster Teil der Untersuchung).

(3) kontinuierliche Belastung mit Durchtrennung

Nach Durchtrennung bestimmter Bandstrukturen treten beim Stretch-Test folgende Änderungen auf: (jeweilige Durchtrennung siehe DMS-Ergebnisse).

WS7: Durch die vordere Durchtrennung im mittleren Drittel entsteht eine einseitige Luxation (CIV-CV). Die Winkeländerung beträgt von -6° vor Belastung $+8^{\circ}$ auf $+2^{\circ}$ unter Belastung. Das Verhalten der Bodenplattenwinkel ist gleich, die Vorder- und Hinterkantenabstände verändern sich in bekannter Weise (Abb.9,10).

WS8: Am Übergang vom oberen zum mittleren Drittel liegt eine vordere Instabilität vor. An CIII-CIV verändert sich der Ausgangswinkel deutlich von einem leicht positiven Wert ($+2^{\circ}$) zu einem stark aufklappenden Wert (-22°) (Abb.11,12). Da gemäß der Definition der vorderen Instabilität alle vorderen und ein hinteres Element durchtrennt sein müssen, stellt sich nicht nur ein Öffnen ein, sondern auch ein Auseinanderweichen der beteiligten Wirbel (Ausgang Vorderkante: 6 mm, Hinterkante 5 mm; Ende 19 mm, 12 mm).

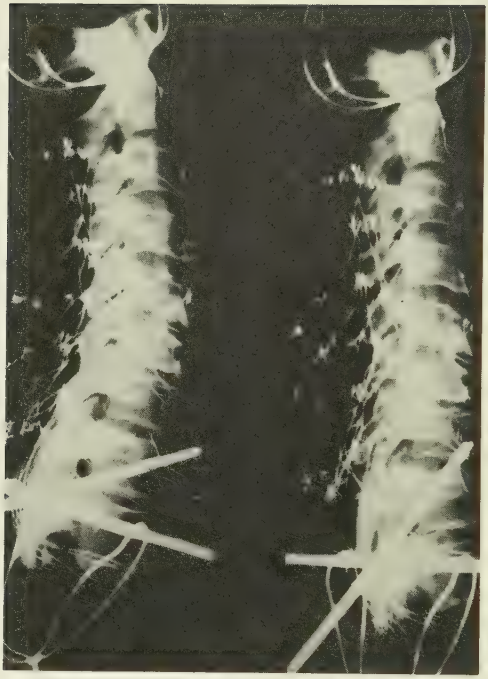
WS8: Anders als bei der DMS-Messung hat die Durchtrennung von oben deutliche Auswirkungen auf die benachbarten Elemente CII-CIII und CIV-CV. Die Winkel wanden um positive Beträge (von -14° nach -8° und von -3° nach $+7^{\circ}$). Die untere Hälfte ist nicht beeinflußt; es ist deshalb noch erlaubt, hier noch eine hintere Instabilität zu simulieren (an CV-CVI), die gegenüber der Ausgangslage eine signifikante Verschiebung des Plattenwinkels in den positiven Bereich bewirkt (von -1° nach $+11^{\circ}$) (Abb.13,14). Der Vorderkantenabstand nimmt um 2 mm ab, der Hinterkantenabstand um 1 mm zu.

WS9: Die hier vorliegende beidseitige Luxation in der oberen Hälfte der Wirbelsäule (CIII-CIV) wird anhand einer deutlichen Winkelverschiebung manifest: die Verlängerungen der Bodenplatten laufen kongruent zusammen (von $+4^{\circ}$ nach $+30^{\circ}$); im gleichen Sinne nimmt der hintere Kantenabstand von 1,5 mm auf 10,5 mm zu.

Die direkt benachbarten Segmente zeigen ein gegensinniges Verhalten: die Winkel an CII-CIII und CIV-CV werden zu größeren negativen Werten verschoben (von -1^{o} nach -3^{o}; von -2^{o} nach -6^{o}) (Abb.15,16).
Die übrige Wirbelsäule bleibt, verglichen mit der maximalen Belastung am unversehrten Präparat, unbeeinflußt.

WS10: Hier ist die gleiche Veränderung wie oben vorgenommen, allerdings ein Segment weiter distal (CIV-CV); die Winkel wander bei maximaler Belastung (30 kg) um $+6^{o}$ auf $+1^{o}$; ebenso sind die Kantenabstände diskreter als oben verändert (vorne um 1,5 mm, hinten um 2 mm) mit geringer Gesamtabstandzunahme. Die Nachbarwinkel sind kaum beeinflußt, ebenso das übrige Gefüge (Abb.17,18).

Da hier die Auswirkung des Stretch-Testes auf die Diagnostik untersucht wird, ist anzufügen, daß die deutlichsten Winkeländerungen bei allen Wirbelsäulen gleich bei einem Zug von 15 und 20 kg erfolgen, unabhängig von Art und Höhe der Manipulation. So sind die obigen Werte bei der Belastung abgelesen, wo sie am deutlichsten werden.



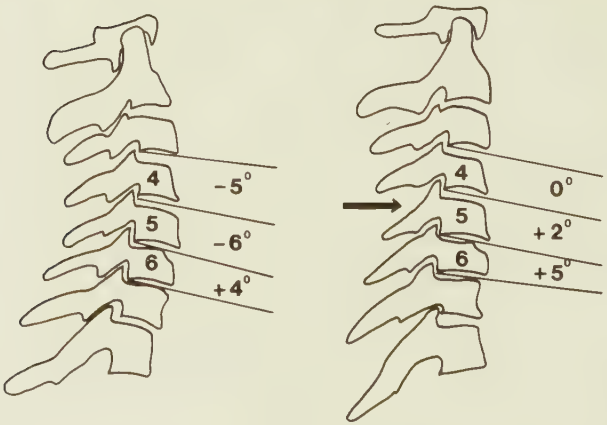


Abb.9,10: einseitige Luxation rechts zwischen CIV-CV WS7

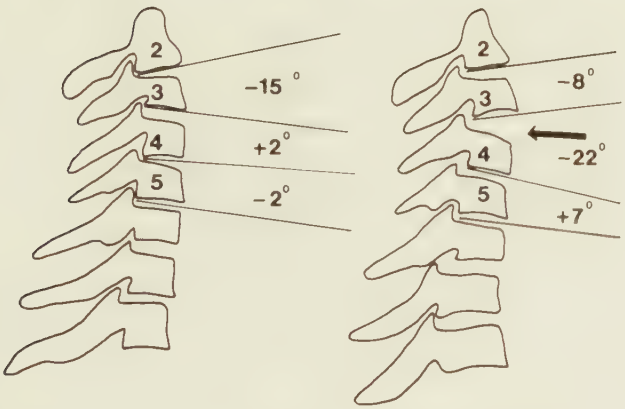
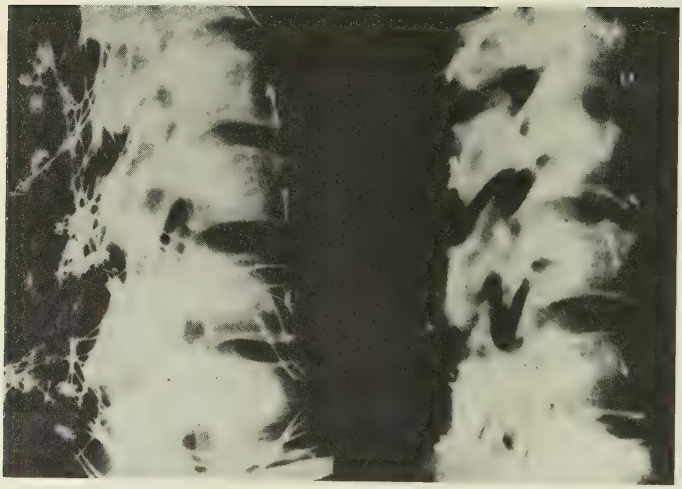


Abb.11,12: vordere Instabilität CIII-CIV WS8



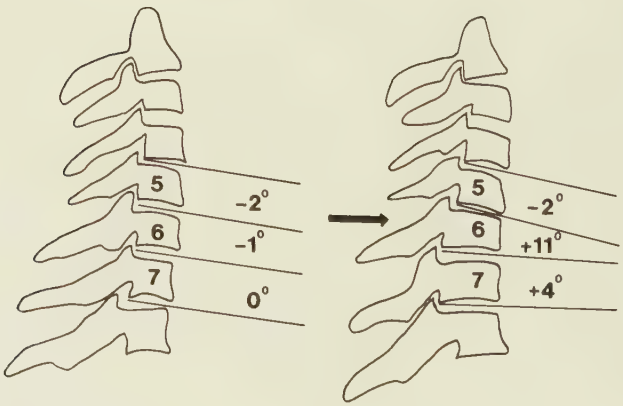


Abb.13,14: hintere Instabilität CV-CVI WS8

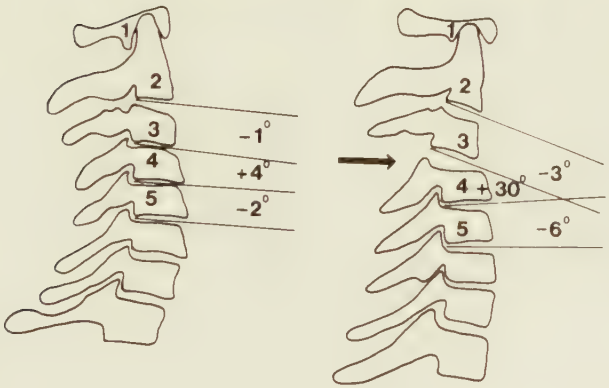
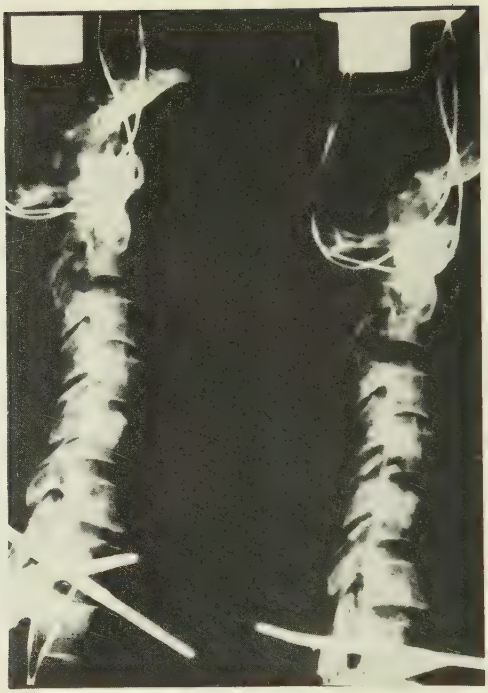


Abb.15,16: beidseitige Luxation CIII-CIV WS9



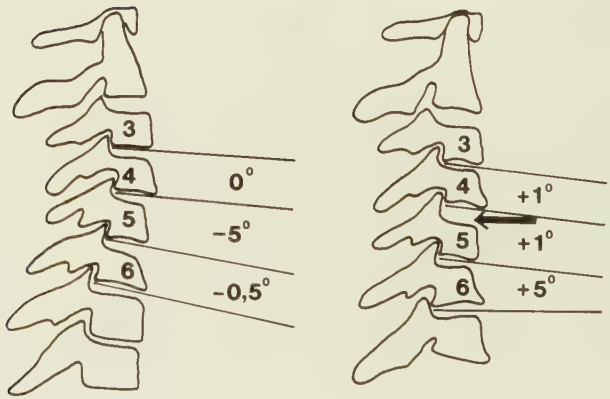


Abb.17,18: beidseitige Luxation CIV-CV WS10

(4) Durchtrennung von Bandstrukturen konstante Belastung

Wie bei der DMS-Messung wird nun auf einzelne Durchtrennungen eingegangen. Die belastenden Gewichte bleiben vor und nach Durchtrennung gleich.

Vordere Instabilität: Sie liegt in WS1 im unteren Drittel vor (CVI-CVII). Die Bodenplattenwinkel verändern sich um positive Werte (von -8° nach $+3^{\circ}$), der Vorder- und Hinterkantenabstand wird größer (vorne 0,5 mm, hinten 1,5 mm). Das distal folgende Segment verschiebt sich gering in den positiven Bereich; die übrige Wirbelsäule ist unverändert.

An WS2 (CIV-CV) gelten die gleichen Veränderungen wie zuvor (Winkel von -4° nach $+-0^{\circ}$, der Hinterkantenabstand nimmt zu). An beiden benachbarten Segmenten wird eine Verschiebung zum positiven Bereich deutlich.

Hintere Instabilität: Sie bewirkt an der WS1 in Höhe CIII-CIV eine Verschiebung des Winkels unter 10 kg Zug von -5° nach $+2^{\circ}$, der Hinterkantenabstand vergrößert sich um 1 mm. Das proximale Nachbarsegment bleibt unbeeinflußt, das distale erhält einen ins Positive versetzten Winkel.

An WS2 ergibt sich in Höhe CV-CVI eine Verschiebung des Winkels um $+6^{\circ}$ (zuvor -5°); der Hinterkantenabstand nimmt stärker zu als der Vorderkantenabstand. Die Winkel der Nachbarwirbel werden um -2° negativer.

Hyperextension: Zwischen CIII-CIV klaffen an WS6 ventral die Wirbelkörper gegenüber dem Ausgangsbild auseinander (von $+1^{\circ}$ nach -5°). Der Gesamtabstand nimmt vorne um 2 mm zu. Der nach cranial folgende Wirbel wird nach ventral stärker abgekippt, der caudale bleibt unverändert.

Hyperflexion: An WS6 zeigt sich im Abschnitt CV-CVI ein ventrales Aufklaffen (von -2° nach -8°); die Abstände zwischen den Wirbelköroern nehmen vorne um 1 mm zu, hinten um 0,5 mm ab. Auf die angrenzenden Wirbel hat dies ein ventrales Zusammenschieben zur Folge (cranial von $+2^{\circ}$ nach $+6^{\circ}$, caudal von -6° nach -2°).

	WS-Nr.	Manipulation	DMS		Röntgen		
			Wirbelkörper vorne	processus spinosus	Winkel änderung	Vorder- Kantenabstand (mm)	Hinter-
	6	diskont. Stretch-Test	Stauchung↑↑	Dehnung↑	-8° - -5°	↓	↑
(1)	5	diskont. Stretch-Test	Stauchung↑↑	Dehnung↑	-19° - +3°	↓	↑
	3	diskont. Stretch-Test	Stauchung↑↑	Dehnung↑↑	-8° - -1°	↓	↓
	4	diskont. Stretch-Test	Stauchung↑↑	Dehnung↑↑	-11° - ±0°	↓	↓
	8	kont. Stretch Test ohne Manipulation	Stauchung↑	Dehnung↑	um pos. Werte	→	↑
(2)	9	kont. Stretch Test ohne Manipulation	Stauchung↑	Dehnung↑	um pos. Werte	→	↑
	10	kont. Stretch Test ohne Manipulation	Stauchung↑	Dehnung↑	um pos. Werte	→	↑
	7	kont. Stretch Test m. einseit. Lux. CIV-CV	Stauchung↓→ Dehnung↑	Dehnung↑	keine	↓	↑
	8	kont. Stretch Test m. vord. Instab. CIII-CIV	Stauchung↑	Dehnung↑	+2° → -22°	6 → 19	5 → 12
(3)	8	kont. Stretch Test m. hint. Instab. CV-CVI	Stauchung↑↑	Dehnung↑	-1° → +11°	2↓	1↑
	9	kont Stretch Test m. beidseit. Lux. CIII-CIV	Stauchung↑	Stauchung↑+ Dehnung↑	+4° → +30°	→	1,5 → 10,5
	10	kont. Stretch Test m. beidseit. Lux. CIV-CV	Stauchung↑	Stauchung↑+ Dehnung↑	-5° → +1°	1,5↓	2↓

Tab.3: DMS-Messung und Röntgenbildauswertung im Vergleich

5) Diskussion

Die Biomechanik stellt ein zu komplexes Gebiet dar, als daß man die Bewegungen des Körpers samt aller Einflüsse und Auswirkungen auf einmal beobachten und beschreiben könnte. So betrachtet man ein Teilgebiet und versucht, es in Einzelbereiche zu unterteilen.
Der hier gewählte Einzelbereich ist der Knochen-Band-Apparat der Halswirbelsäule.
Bei der vorliegenden Arbeit wird weiter unterteilt: es werden hier nur die Veränderungen an der Halswirbeklsäule bei Einwirken von Distraktionskräften unter verschiedenen Bedingungen untersucht.
Die zwei hier angewendeten Verfahren sind die Messung mit Dehnungsmessstreifen und die Röntgenbilduntersuchung.
Bei der DMS-Untersuchung werden von dem Bewegungselement Veränderungen aufgezeichnet. Einem Bewegungselement entsprechen zwei benachbarte Wirbel samt der dazwischenliegenden Bänder und der Bandscheibe.
Die DMS-Klebestellen sind aufgrund anschaulicher Überlegungen gewählt worden. Wie sich zeigte, sind bei intakten Halswirbelsäulen die Hauptkräfte auf den Wirbelkörper und den Dornfortsatz gerichtet. An den Interartikularportionen traten nur geringe Dehnungen auf, was sich gut mit den lockeren Gelenkkapseln erklären läßt.
Die Begriffe Dehnung und Stauchung sind bei strenger Betrachtung nicht direkt auf die Bandstrukturen, die sich im Einflußbereich der jeweiligen DMS befinden, übertragbar. Ein Kurvenausschlag auf dem Meßgerät muß nicht immer mit einem entsprechenden Verhalten des Bandes korrelieren. Bei einer aufgezeichneten Dehnung ist eine gewisse Vorspannung der Bänder zu berücksichtigen, die vor Versuchsbeginn auf Null abgeglichen, also nicht berücksichtigt wird. Einer aufgezeichneten Stauchung geht also eine Entspannungsphase des Bandes -die schon als Stauchungsbewegung aufgefaßt werden kann- voraus; sie wird nicht aufgezeichnet. So ist es also möglich, daß diskrete Veränderungen, besonders im Bereich der Stauchung nicht gemessen werden. Eine bestehende Vordehnung der Bänder in Ruhelage im Be-

reich der Wirbelsäule wurde durch Panjabi erneut nachgewiesen (44).
Wie aus der Messung an den Wirbelbogen-resezierten Präparaten hervorgeht, sind die Veränderungen im Sinne einer Stauchung vorne und einer Dehnung hinten direkt proportional; somit ist ein Drehpunkt in der Mitte der an einem Bewegungselement beteiligten Wirbelkörper anzunehmen. Durch die im Allgemeinen schwächeren Kräfte an den Dornfortsätzen dürfte sich der jeweilige Drehpunkt bei unversehrten Halswirbelsäulen nur gering nach dorsal verschieben. Somit wird die tragende Rolle der Wirbelkörpersäule auch hinsichtlich der Bewegungen gezeigt.
Mit Einführung des Drehpunktes in eine Bewegungseinheit wird auch klar, warum Durchtrennungen von vorderen Bandstrukturen an der Vorderseite nur diskrete Effekte im Bezug zur Ausgangssituation haben. Kommen jedoch Durchtrennungen von weiteren Strukturen hinzu, verschiebt sich der Drehpunkt; die Auswirkungen auf das Gefüge werden deutlicher.
Die DMS-Methode gibt nur tatsächliche Zustände an. Wenn die ziehenden Gewichte an den Wirbeln hinreichend klein sind, also nur eine Verkippung der Wirbel zueinander und kein Auseinanderweichen vorliegt, lassen sich die Ergebnisse direkt verwerten. Werden die Kräfte aber zu groß, so daß die Abstände zwischen den Wirbeln weiter werden, tritt eine vorhandene Stauchung trotz Verkippen wegen einer Gesamtelongation in eine Dehnung über. Röntgenologisch zeigt sich eine Entlordosierung.
Es liegt eine Adaptation der elastischen Strukturen vor. Diese Eigenschaft macht man sich auch therapeutisch z.B. bei einer Luxation zu Nutzen. Mit über längere Zeit steigenden Gewichten wird ein Auseinanderweichen der Wirbel erreicht, so daß bei geeigneter Zugrichtung z.B. die luxierten Gelenkfacetten oder verkippten Wirbel in ihre ursprüngliche Lage zurückgleiten bzw. gehalten werden. So werden schon recht früh bei Verrenkungen der Gelenkfacetten steigende Gewichte zur Therapie verwendet.
Nicholson und Amour 1953, Schneider 1957, Forsyth et al. 1959, Böhler 1963 und andere beginnen in der Regel bei 15 kg und steigern bis rund 50 kg unter Röntgenkontrolle in

15 bis 60 minütigem Abstand. Andere, Crutchfield 1954, Fokke und Ykelenstam 1958 (45,46,20), behandeln beginnend mit kleineren Gewichten (4 kg) in 2 kg-Schritten bis zu 26 bzw. 40 kg Zug ebenfalls unter Durchleuchtungskontrolle alle 5 bis 15 Minuten. Je nach Höhe der Verletzungen werden kleinere (obere HWS) und größere (untere HWS) Gewichte benützt. Möglichst geringe Gewichte sind anzuwenden, um Weichteilschäden zu verhindern. Es ist entweder entlang der Längsachse oder in leichter Flexionsstellung zu ziehen. Diese Verfahren stimmen im Grundsatz mit dem sogenannten Stretch-Test überein, der bei White und Panjabi (18) beschrieben wird und der Diagnosesicherung bei unklaren HWS-Verhältnissen dient. Dazu werden, nachdem eine Ausgangsaufnahme gefertigt ist, in ungefähr 5 kg-Schritten bis zu einem Drittel des Körpergewichtes am Kopf gezogen. Nach jeder Gewichtssteigerung -alle fünf Minuten- wird ein weiteres Kontrollbild gemacht. Bei der klinischen Beobachtung wird auf sich entwickelnde oder schwächende neurologische Zeichen geachtet, bei der Bildauswertung wird nach Hinweisen auf Bandschäden gesucht, die im Ursprungsbild nicht zu sehen waren. Besonders ein Verkippen der Wirbel zueinander ist von Bedeutung. Dabei setzen, wie oben gezeigt, die wirkenden Kräfte nicht gleichmäßig über die Wirbelkörperdeckplatten verteilt an, sondern entweder nach vorne, hinten oder zur Seite verlagert; die erhaltenen Winkel sind für die Diagnose wichtig. Auch waren Durchtrennungen von Bandstrukturen auf den ersten Röntgenaufnahmen nicht immer zu erkennen. Obwohl eindeutig ausgeführt blieben sie verborgen. Erst mit steigenden Gewichten (siehe Ergebnisse) waren Deckplattenwinkelverschiebungen beweisend. Mit der DMS-Untersuchung kann man Aussagen über das Verhalten einzelner Strukturen erhalten, mit der Röntgenuntersuchung ergibt sich ein Überblick über das komplexe Verhalten der Halswirbelsäule.

II Beobachtungen am HWS-Gefäßsystem

Besonders in der Zeit gleich nach Einführung der Halo-Extension wurden neben den üblichen Komplikationen (lokale Entzündungen, Abszesse, neurologische Störungen, Materialbrüche, u.a.) noch andere beobachtet; so wird bei Kalamachi (13) von avaskulären Nekrosen des dens axis berichtet. Um einen Mechanismus entwickeln zu können, der die angesprochenen dens-axis-Nekrosen hinreichend erklärt, sind die anatomischen Grundlagen zu untersuchen. Im Folgenden wird auf die arterielle Versorgung des dens-Bereiches eingegangen.

1) Leichen-HWS-Angiographie in situ (in der leiche verblieben) und am Präparat (der Leiche nach Darstellung entnommen)

a) Material und Methode (Micropaque-Darstellung)

Zu den Untersuchungen an Leichenhalswirbelsäulen werden Frischverstorbene verwendet. Bei der Obduktion wird auf besondere Schonung der gesamten Halsregion geachtet. Die Halswirbelsäulen verbleiben in der Leiche. In die in Höhe des zweiten Halswirbels eröffneten Vertebralarterien wird je ein Katheter eingebunden.
Nachdem die Schädeldecke abgehoben und das Gehirn entfernt ist, sind in der Schädelgrube die Vertebralisstümpfe zu erkennen. Es wird die arteria vertebralis beginnend bei Wirbel CVI und endend im cavum cranii mit reichlich physiologischer Kochsalzlösung gespült.
Zur Arteriendarstellung wird als Kontrastmittel das bariumsulphathaltige Röntgenkontrastmittel Micropaque^{R} unverdünnt verwendet. Um eine bessere Füllung der kleineren Gefäße zu erhalten, werden während der langsamen Injektion, die von caudal erfolgt, die cranialen Vertebralisstümpfe abgeklemmt und erst gegen Ende der Injektion leicht geöffnet. Mit Ende der Injektion werden die beiden Hauptgefäße jeweils im cavum und an der Katheterseite abgeklemmt. Um jetzt das Verhalten der Gefäße in Normallage und unter Zug beurteilen zu können, werden seitliche Röntgenaufnahmen erstellt (Abb.19). Über eine am Schädel befestigte Glisson-

Schlinge wird mit ungefähr 50 kg Kraft in Extensionsrichtung gezogen.

b) Ergebnisse (Micropaque-Darstellung)

Die verwendete Röntgenapparatur verfügt nur über eine mittelmäßige Abbildungsqualität, so daß nur die groben Verläufe der Gefäßstämme auszumachen sind. Im Arteriolenbereich ist mit dieser Methode kein Kontrastmittel zu sehen. Nur ein schräg nach vorne oben von der arteria vertebralis abgehendes dünnes Gefäß läßt sich erkennen. Bei der Aufnahme, die unter Zug gefertigt ist, zeigt sich im Vergleich zur Aufnahme ohne Zug keine Lumenveränderung.

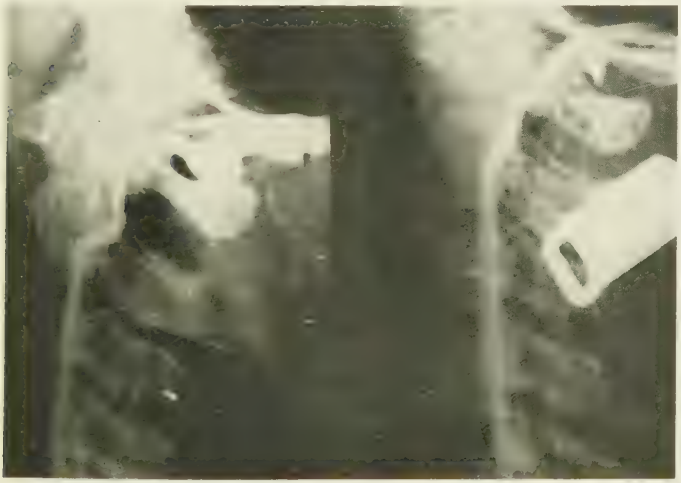


Abb.19: Mit Kontrastmittel dargestellte arteria vertebralis,- links ohne, rechts mit Extension

c) Methode am Präparat mit aushärtendem Gel

Wegen der oben erwähnten apparativen Mängel wird die Methode dahingehend erweitert, daß das Kontrastmittel einem Gel beigemengt wird, das aushärten kann und somit in den Gefäßen verbleibt.

Zu 1000 ml Wasser kommen 60 g Schwerigal; nach 10 minütigem Quellen und Erhitzen im Wasserbad auf 40° C werden 60 ml Härter eingerührt und 250 ml Bariumsulphat beigemengt. Das weitere Vorgehen ist dem oben beschriebenen ähnlich. Um weitgehend Überlagerungen zu vermeiden, werden bei den hier verwendeten Leichen nur je eine arteria vertebralis (beide links) mit der Gel-Kontrastmittelmischung gefüllt: die erste Leiche ohne Extension, die zweite unter hoher Extension, weil das Gemisch ja in dieser Lage aushärten soll. Nach dem Aushärten des Gels werden die Halswirbelsäulenpakete nach Abklemmen der größen Gefäße entnommen und für 24 Stunden zur Fixation in 10% ige Formalinlösung gelegt. Hierauf werden die beiden Präparate für weitere 24 Stunden in Calex^{R}-Lösung zur Entkalkung eingebracht. Ein zweistündiges Spülen folgt.

d) Ergebnisse am Präparat mit aushärtendem Gel

Auf den erneut angefertigten ap. und seitlichen Aufnahmen stellen sich keine Gefäße dar. Die Knochen sind nur leicht entkalkt, so daß ein nötiger Kontrastunterschied zu den Gefäßen fehlt (Abb.20).

Abb.20: Wegen mangelnder Entkalkung keine Darstellung der mit aushärtendem Gel gefüllten arteria vertebralis

2) HWS-Angiographie an Präparaten (der Leiche vor der Darstellung entnommen) in der Versuchsapparatur

a) Material

Die zur Halswirbelsäulenangiographie in der Versuchsapparatur verwendeten Präparate sind Frischverstorbenen (ungefähr 24 Stunden) entnommen. Es ist auf einen dicken Muskelmantel zu achten, um keine größeren Abgänge aus der arteria vertebralis zu verletzen und somit einen ungewollten Abflußweg des Kontrastmittels zu verursachen. Die Versuchsapparatur ist mit der von Teil I identisch. Die Halswirbelsäulenpräparate werden ebenfalls wie in Teil I geschildert aufgehängt; diesmal allerdings mit dem cranialen Ende nach unten um so das freie Abtropfen des Kontrastmittels beim Austritt aus den cranialen Öffnungen der Gefäße zu ermöglichen. Andernfalls würde das Kontrastmittel außen über das Präparat laufen und die Interpretation der Röntgenbilder behindern.

b) Methode

Ähnlich wie unter 1) werden auch hier Katheder in die Vertebralarterien vorgeschoben und eingebunden. Diesmal werden unter hohem Druck die Kontrastmittelmengen (pro Versuch ungefähr 20 ml) injiziert und gleichzeitig Röntgenaufnahmen in ap., schräger und seitlicher Projektion angefertigt. Es kommen jodhaltige (Angiographin^{R}, Conray^{R} 60, Telebrix^{R} 380, Urographin^{R}) und bariumsulphathaltige (Micropaque^{R}) Kontrastmittel zur Anwendung. Wie schon bei den Untersuchungen oben werden die Aufnahmen wieder ohne und mit Zug am Präparat durchgeführt, um so möglicherweise eine Gefäßlumenveränderung sichtbar zu machen.

c) Ergebnisse

Deutlich sichtbar ist ein Arterienast, der in Höhe des ersten discus bzw. vor dem Wirbelkörper III aus der arteria vertebralis entspringt und sich sofort in zwei weitere

Äste gabelt (a. ascendens ventro-lateralis, a. ascendens dorso-cranialis); einer zieht -auf einer Schrägaufnahme zu sehen- hinter den dens axis, der andere vor den dens. Es handelt sich um ascendierende, schräg nach vorne und hinten zur Mitte der dens-Basis laufende Gefäße (Abb.21). Der Einfluß von Zugkräften auf das Gefäßlumen im Vergleich zu Aufnahmen, die ohne Zug erstellt sind, zeigt sich nicht.

Abb.21: Vertebralarterien mit den abgehenden Ästen a. ascendens ventro-lateralis und a. ascendens dorso-cranialis in Schräg- und ap.-Aufnahme

3) Affenangiographie

a) Material

Es kommt ein Javaneraffe (Macaca (Cynomolgus) irus) zur Verwendung.

b) Methode

Das 2,7 kg schwere Weibchen wird mit Nembutal^{R} analgetisiert und zur transfemoralen Angiographie vorbereitet. Nach Vorversuchen, wo die richtige Katheterspitzenbiegung bestimmt wird, wird unter sterilen Kautelen der Katheter (Cordis^{R}, Größe 5 French) nach perkutaner Punktion der arteria femoralis rechts in den Aortenbogen unter Bildwandlerkontrolle vorgeschoben. Der Katheter wird mit heparinisierter Kochsalzlösung offengehalten. Das Kontrastmittel Hexabrix^{R} (pro Serie 10 ml) wird zum einen mit der Hand im Schuß, zum anderen über eine Katheterpumpe gegeben. Bei letztgenanntem Vorgehen wird eine obere Grenze für den interarteriellen Druck bei 300 psi (= 21 kg/cm^2) eingestellt, so daß aufgrund der verschiedenen Manipulationen (siehe unten) eine relative Vergleichbarkeit der Gefäßweiten gewährleistet bleibt. Durch verschiedene Drücke lassen sich verschiedene Weiten erzeugen. Es gilt zur ausreichenden Darstellung für eine kurze Zeit die in dem Gefäß enthaltene Blutmenge weitgehend durch das Kontrastmittel zu ersetzen und durch äußerst rasche Injektion eine Verdünnung durch das nachströmende Blut zu verhindern. Während der Kontrastmittelgaben werden Röntgenbildserien mit 4 Bildern pro Sekunde in ap. und in seitlicher Projektion bei Senken der beiden Schultern aufgenommen. Um die Auswirkung von Extensionskräften auf die Lumina der hier zur Diskussion stehenden Gefäße deutlich zu machen, werden Serien ohne Zug am Kopf des Affen und Serien aus gleicher Lage mit Zug am Kopf (ungefähr 20 kg) gefertigt. Um ein zu schnelles Abfließen des Kontrastmittels zu verhinden, werden beide Arme abgebunden (Abb.22).

Abb.22: Narkotisierter Affe, zur transfemoralen Angiographie vorbereitet

c) Ergebnisse

Die Gefäßverläufe entsprechen nicht den nach Studium der Literatur erwarteten. Es wird daher die linke arteria carotis comunis angiographiert und antegrad bzw. retrograd die übrigen Gefäße im Halsbereich mit Kontrastmittel gefüllt. So fehlen hier Bilder, die die kleineren Gefäße der dens-Versorgung aufzeigen, wie sie bei superselektiver Technik zu erwarten wären. Es werden, wie aus der Tabelle (Tab.4) hervorgeht, die Hauptgefäße mehrfach deutlich im Verlauf gezeigt, ebenso die intracraniellen Gefäße. Die retrograde Füllung der arteria vertebralis über die arteria carotis und den circulus arteriosus Willisii läßt sich an Hand der Füllungszustände in den aufeinander folgenden Bildern einer Röntgenserie zeigen (Abb.23). Bei der relativen Grobheit der Untersuchung kann man über den Einfluß der Extension auf den Gefäßdurchmesser nichts aussagen.

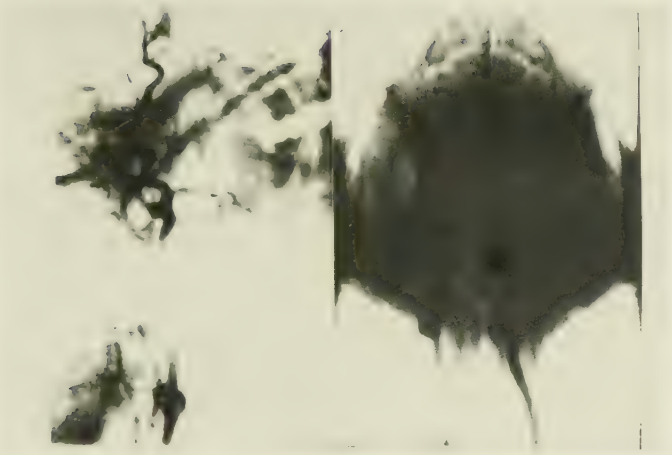


Abb.23: Kontastmitteldarstellung der Gefäße im Kopf-Hals-Bereich

Von den insgesamt zehn Untersuchungsserien zeigen nur zwei einen deutlichen Verlauf kleiner Gefäße. Auf der einen Serie wird ein Gefäß erkennbar, das in Höhe der Wirbel CII-CIII in Richtung dens nach vorne oben abgeht, auf der anderen zeigt sich ein zum hinteren dens-Bereich ascendierender Ast aus der arteria vertebralis. Die übrigen Serien sind im Sinn der Zielsetzung nicht verwertbar (Herzbeutel-darstellung, Aortenbogendarstellung).
Der Affe stirbt wahrscheinlich an einer zu hohen Gabe von Analgetika (Nachinjektion trotz langer Halbwertszeit).

Versuch	KV/mAs	Strahlen-gang	Katheter-lage	Injek-tion	Exten-sion	Beurteilung
1	45/25	ap.	---	---	nein	kein Kontrastmittel
2	45/25	ap.	Carot.li.	p.Hand	nein	Verteilungsräume des Aortenbogens,Carot. Subkl.,A.Vert.;keine feine Gefäße
3	48/40	ap.	" "	" "	nein	Herzbeuteldarstellung,Rauchaorta
4	48/40	ap.	" "	" "	ja	Selekt.Darstellung d.Carot.com.li.,retro gr.Darst.d.Vertebr.re.,Suklav.,Trunc. brachiocephalicus,Aortenbogen.Keine gräs seren Gefäße an d.HWS
5	45/25	ap.	tract.bra-chiocervic.	" "	nein	Darst.d.Gefäßbaumes ohne deutl.Zeichnung d.Vertebral-Enden
6	45/25	ap.	" "	Pumpe	ja	Carotiden deutl.,Vertebr. nicht erkenn-bar;bis CIV Gefäße (tr.br.cer.)
7	48/40	seitl.	Carot.li.	"	nein	Zu Beginn Darst.d.Carot.m.Endgebiet; schwächere Mitfüllung d.2.Carot.;Langsa-me Füllung d.Vert.-im Ges.-verlauf deut-lich sichtbar.In Höhe CII/CIII Abgang eines feinen Gefäßes nach vorne oben
8	45/25	seitl.	" "	"	nein	Dens-Bereich von gut dargest.Carot. über lagert; Vertebr.im Ges.-verlauf deutlich
9	45/25	seitl.	" "	"	ja	Neben d.Carotiden und vieler wirbelferne Gefäße d.Vertebr.gut zu sehen; ein ascen dierender Ast zum dens-Bereich
10	45/25	ap.	" "	"	ja	Darst.d.Carot.li.,retrogr.Füllung d.Vert bralis re.,ebenso Crot.re.

Tab.4: Röntgenbildauswertung Affenangiographie

4) Gefäßausgußpräparat

a) Material

Es wird ein Gefäßausgußpräparat mit Kunststoff im Anschluß angefertigt.

b) Methode

Der bei minus 80° C eingefrorene Affe wird über mehrere Tage bei plus 4° C aufgetaut. Das vorübergehende Tieffrieren hat den Vorteil, daß sich die Gefäße des wieder aufgetauten Körpers bei Berührung mit dem Ausgußmaterial nicht kontrahieren, wie es bei frischverstorbenem Material der Fall ist. Nach Eröffnen des Abdomens folgt ausgehend vom Herzen die Präparation der Aorta. Die oben angedeutete Varietät gegenüber der beschriebenen Hauptformen der Arterien (47) wird jetzt bestätigt: es entspringen aus dem Aortenbogen zwei dicke Gefäßstämme; einer teilt sich in die arteria carotis comunis links und einen truncus brachiocephalicus auf, aus dem die arteria subclavia rechts und arteria carotis rechts abgeht. Etwas distal der Subclavia entspringt die arteria vertebralis rechts; der linke und zweite Stamm gibt die linke Subclavia und die arteria vertebralis links ab (Abb.24).

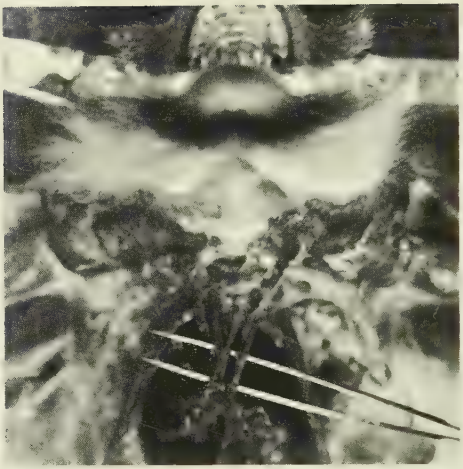


Abb.24: Gefäßanomalie im Abgangsgebiet des Aortenbogens

Die Vertebralisarterien und Carotiden werden von einander bzw. vom Aortenbogen und der Subclavia getrennt und jeweils eine Knopfkanüle wird fest eingebunden. Über Katheter werden diese mit vier großvolumigen Spritzen verbunden, die in einem Schraubgestell liegen, das eine feine Kompression der Kolben erlaubt. Als Injektionsmittel dient der Kunststoff Plastogen G, mit Härter und Verdünner gebrauchsfertig gemacht, der mit Kobaltblau- bzw. Kadmiumrot- Pulver versetzt wird (48). Das arterielle Gefäßsystem des auf einer Korkplatte fixierten Präparates wird über eine Stunde vorsichtig unter leichtem Druck mit Kunststoff gefüllt. Pro Spritze werden rund 10 ml Gießmaterial verbraucht. Das Aushärten des Kunststoffes folgt für 48 Stunden in heißem Wasser. Zur Entfernung der organischen Substanzen wird das Objekt für eine Stunde in 38%-ige Kalilauge gelegt; hierauf folgt die schonende Feinmazeration nach dem Waschmittelverfahren (49). Dazu werden in 20 Liter Wasser 200 g Persil^{R} zu einer konzentrierten Waschmittellauge verrührt und das Präparat bei 40^{o}C für circa zwei Wochen hineingelegt. Nach dieser Zeit bleiben dank diesem schonenden Verfahren nur die Gefäßlumina -jetzt ja mit Kunststoff gefüllt- bis in den feinsten Gefäßbereich übrig und die

organischen Substanzen der Knochen erhalten. Das Präparat ist somit in einem Arbeitsgang mazeriert, gebleicht und fettfrei.

c) Ergebnisse

Das Korrosionspräparat zeigt deutlich die Gefäßverläufe der großen und kleinen Gefäße. Es können in den dens-Basisbereich ascendierende Gefäße aus der arteria vertebralis ebenso ausgemacht werden, wie ein Gefäßgeflecht über der Densspitze (Abb.25,26,27). Von der arteria carotis interna ziehen kleine Gefäße direkt in den Bereich des dens. Allerdings zeigt sich ein dichter Gefäßknäuel des arcus anterior atlantis am dens, so daß eine Versorgung der Weichteile wie Bänder, die am dens ansetzen, aus dem Stromgebiet der Carotiden nicht ausgeschlossen ist.

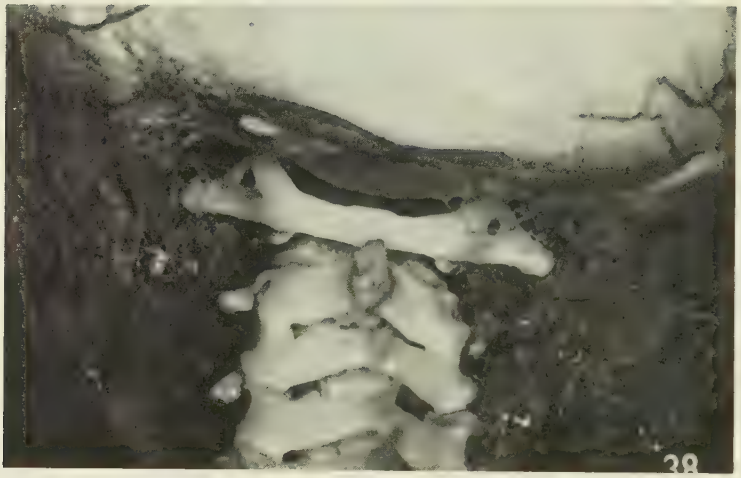


Abb. 25

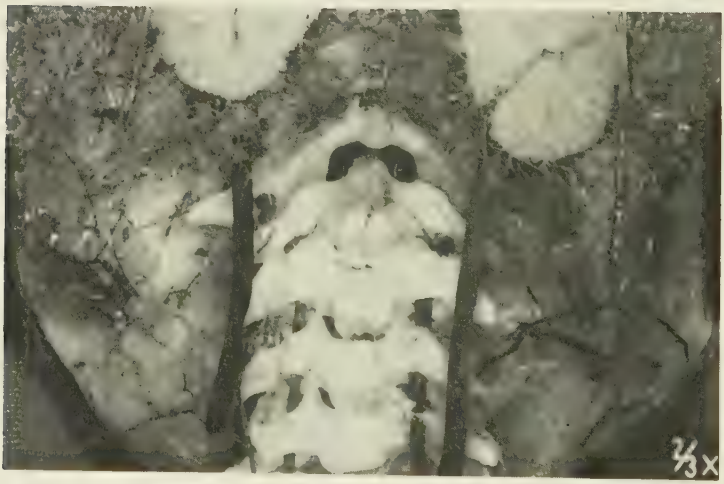


Abb. 26

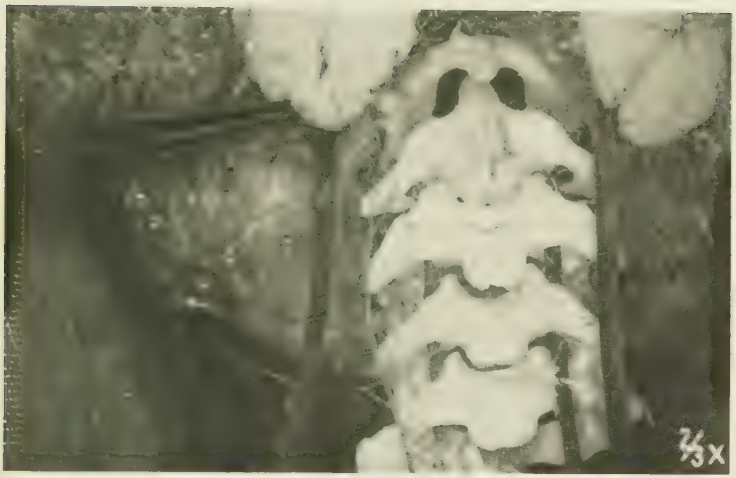


Abb.27

Abb.25,26,27: Gefäßausgußpräparat mit Darstellung der Gefäße im Bereich des dens axis

5) Gesamtergebnisse mit Vergleich der Literatur

Tredwell und O´Brien (50) berichten von dem röntgenologischen Erscheinungsbild avaskulärer Nekrosen der dens-Spitze bei 13 Fällen. Es wird ein Verhältnis zwischen Distraktionskraft -übertragen durch einen Halo-Pelvic-Apparat- und der Nekrose diskutiert. Es sind Kräfte von im Mittel 78,1 % des Körpergewichtes über im Mittel 9,5 Monate angewandt. Es wird von einer guten Ausheilung der avaskulären Nekrosen gesprochen. Aufgrund einer Anregung von Breig (51) scheint der Ausdruck "avaskulär" unpräzise, weil sich durch die hohen Extensionskräfte die Gefäße, die in den zum dens führenden Bändern liegen, je nach Einwirkrichtung abklemmen oder zusammendrücken. Eine Insuffizienz schließt nicht das Verschwinden der Gefäße ein.
Schatzker (8) berichtet von der großen Bedeutung der Gefäße, die im ligamentum accessorium laufen, für die Vitalerhaltung des dens nach dessen Bruch. Findet sich die Bruchstel-

le oberhalb des Bandansatzes, ist eine Wiedervereinigung kaum zu erwarten, liegt sie jedoch ganz an der Basis, ist die Prognose gut. Die Blutversorgung über das ligamentum apicis und alare wäre nicht suffizient. Diese Überlegungen ließen sich am Hundeexperiment nicht eindeutig nachweisen.

Aus den zwei geschilderten Beiträgen ergibt sich eine gewisse Notwendigkeit, die Gefäßversorgung zu klären. Mir ist aus der Literatur nur eine Arbeit über die Arterien am dens bekannt (52). Darin berichten Schiff und Parke über Untersuchungen an Föten, Affen und erwachsenen Menschen, die zwei paarige Strukturen -arteria ascendens anterior und arteria ascendens posterior- und ein Vereinigungsgebiet beider in den arcus über dem apex dentis (Spitzenarkade) nachweisen. Aus dem Stromgebiet der arteria carotis interna sollen kleine arteriae laterales abgegeben werden (Abb.28).

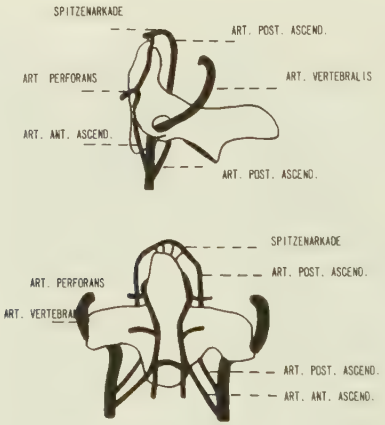


Abb.28: Blutversorgung des dens axis (nach 52)

Zur Bestätigung oder weiteren Klärung der Gefäßsituation wurden hier mehrere Methoden angewandt. Weiter wurde versucht, den Einfluß von Zugkräften auf die Gefäße zu untersuchen.

Der unter 1) angeführte Weg läßt zwar die arteria ascendens anterior im Ansatz erkennen, eine Lumenveränderung bei Zug gegenüber der Voraufnahme zeigt sich wegen des geringen Auflösungsvermögens allerdings nicht. Die Erweiterung der Methode durch Aushärten eines Gels in den Gefäßen scheitert an den zu dicken Muskelmänteln, die ein Einwirken des Entkalkungsmittels verhindern. So bleiben wieder der Kontrastunterschied der zu erwartenden feinen Gefäße und der Knochensubstanz unter der Auflösungsgrenze.

Deutlicher lassen sich die Gefäße auf den Bildern unter 2) nachweisen. Es sind dies die schon oben beschriebenen arteriae ascendentes anterior und posterior, die V-förmig sich gabelnd aus der arteria vertebralis in Höhe zwischen den Wirbeln II und III entspringen. Ebenfalls sind hier die Auswirkungen von Zugkräften nicht beurteilbar.

Da aus der Literatur (47,53) bekannt ist, daß die Gefäßsysteme des Menschen und der Affen (unter anderen auch aus der Gattung Macaca) weitgehend homolog verlaufen und übereinstimmen, wurde hier auf ein Affenweibchen zurückgegriffen. Die Verhältnisse am Lebenden sind dynamisch und lassen daher Wiederholungen zu.

Es wurden unter gleichen Versuchsbedingungen (gleiche Kontrastmittelmenge, gleiche intravasale Höchstdrücke über Katheterpumpe, gleiche Katheterlage, kurze Zeitenfolge) ap. und seitliche Aufnahmen mit und ohne Zugbelastung erstellt. Dabei waren Gefäßverläufe zu erkennen; allerdings waren die Gefäßzeichnungen wegen der anatomischen Situation (beide Carotiden entspringen aus einem Truncus) nicht überall so deutlich wie erwartet. Es füllten sich die Vertebralgefäße retrograd. Dies stellt eine hämodynamisch ungünstige Situation zur Füllung von Gefäßen dar, da diese hier in spitzwinklig rücklaufender Richtung gefüllt werden.

Es treten aber wieder keine Unterschiede bei Aufnahmen unter unterschiedlicher Belastung auf.

Eine mögliche Ursache dafür sind die relativ hohen intravasalen Drücke; sie waren möglicherweise höher als die Kraft, die durch eine Verlängerung der Gefäße zu einer Einengung führen kann; d.h. die Lumina werden künstlich weitgepreßt.

Viel naheliegender ist aber, daß über die kurze Zeit der Kraftanwendung (wenige Sekunden) eine Längenreserve aufgrund der elastischen Elemente in den Gefäßen ausreicht bzw. Bänder im Kopf-Halsbereich, die schräg und seitlich zum dens verlaufen, einer solchen Dehnungskraft ohne Längenzunahme widerstehen. So bleibt das Gefüge im Kopf-Halsübergang trotz Extensionsbelastung fest in der Position, die es auch ohne Zug inne hat.
Wie die obige Literaturstelle von Tredwell zeigt, traten Nekrosezeichen erst nach mehrmonatiger Extension auf; berücksichtigt man zum Einen eine gewisse blande Zeit, in der sich eine Nekrose erst manifestiert und zum Anderen eine allmähliche Belastungssteigerung, so bleiben immer noch mehrere Monate einer extremen Belastung des Bandapparates. In dieser Zeit können Umbauvorgänge aufgrund einer Inaktivität stattfinden, die ein Durchblutungshindernis darstellen können. In dieser Zeit kann auch der schützende Bandapparat erschlaffen bzw. sich an die Dauerextension adaptieren und so eine Lockerung des Gefüges bewirken. Davon wären wiederum Gefäße betroffen, die sich elongieren müßten.
Zur Beweisführung wäre eine Halo-Distraktion z.B. an Affen nötig, allerdings über lange Zeit und mit Gewichten, die weit über den heute therapeutisch üblichen lägen. Es wäre auf eine deutliche Flexionsstellung zu achten, da dadurch die Bänder des dens höheren Kräften ausgesetzt wären.
Die letzte Versuchsdurchführung mit dem Ausgußpräparat des Affen dient der genauen Klärung der arteriellen Gefäßverläufe. Meine Ergebnisse stimmen weitgehend mit denen Schiffs (52) überein, allerdings ist eine Versorgung besonders im Bereich des arcus anterior atlantis aus dem Stromgebiet der arteria carotis interna nicht zu bestätigen; es fehlen die direkten Verbindungen an die Knochenstruktur. Das Hauptversorgungsgefäß für den dens axis ist eindeutig die arteria vertebralis.

III Messungen am Band und Knochen

1) Elastizitätsmodul des ligamentum longitudinale anterius

a) Material

Die zur Messung des Elastizitätsmoduls verwendeten vorderen Längsbänder werden von insgesamt fünf weiteren Halswirbelsäulenpaketen entnommen. Von den frischen Halswirbelsäulen wird sorgfältig, am caudalen Ende beginnend, das Band nach cranial direkt vom Knochen mit einem scharfen Skalpell und Rasperatorium abpräpariert. Über den Bandscheiben lassen sich die Bänder gut abziehen; dies ist wichtig, da hier die meisten Rupturen passieren; eine Vorschädigung bei der Erstellung der Proben ist ausgeschlossen. Die Bänder sind von einer lockeren bindegewebigen Hülle eingefaßt, die mit spitzen Pinzetten entfernt wird. Die zwischen 2,5 und 12 cm langen sieben Präparate werden auf gewöhnliche Holzspatel gelegt (Abb.29), mit Mullkompressen umwickelt und in physiologisches Milieu gelegt (hier: Ringer-Lösung bei Zimmertemperatur). So werden Veränderungen nach der Entnahme bis zur Messung weitgehend vermieden. Während der Messungen werden die Proben feucht gehalten.

Abb.29: Vier der sieben Präparate des ligamentum longitudinale anterius

b) Methode

Die Vorversuche mit den zwei kürzeren Präparaten dienen zur Erprobung der geeigneten Verankerung zwischen organischem Bindegewebe und anorganischem Metallträger -nötig zur Fixierung am Zuggerät-.
Bei einfachem Einklemmen zwischen zwei Metallbacken rutscht das Band bei geringer Belastung trotz kräftiger Kompression heraus.
Ein Festkleben mit Stabilit^{R} Extra (Henkel), einem ultafesten Zwei-Komponenten-Klebstoff, scheitert trotz Aufspreiten der Bandenden ebenfalls.
Als einzige, den Anforderungen einer hohen Zugbelastung entsprechende Fixierung erweist sich das Festklemmen der Bandenden zwischen Metallbacken, nachdem sie mit Sandpapier (Papierschleifblatt für Trockenschliff, Korn 240) ummantelt sind. Diese Verbindung ist so stabil, daß man ein Verrutschen oder Einreißen im Klemmbereich nicht feststellen kann und das Band tatsächlich im freien Stück zwischen den Aufhängungen sich zu verformen beginnt.
Die Proben sind in eine 100 kN Zugmaschine eingespannt (Abb.30).

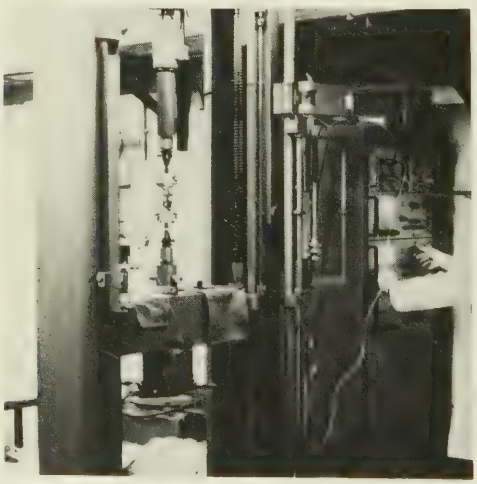


Abb.30: Druck-Zugmaschine

Gleichzeitig mit der kontinuierlich zunehmenden Wegstrecke, mit der das Band gezogen wird (5 mm/min.), läuft ein Plotter mit, der in Abhängigkeit von der Längenzunahme des Bandes in Prozent die dazu aufgewendete Kraft aufträgt. In die Zugapparatur ist ein Zug-Druckaufnehmer eingeschaltet. Zunächst wird dabei lediglich der Abstand zwischen den zwei Halterungen gemessen. Das Verfahren wird dahingehend verfeinert, daß mittels zweier leichter Klemmbügel eine definierte Strecke auf dem Band direkt abgegriffen wird (Abb.31).

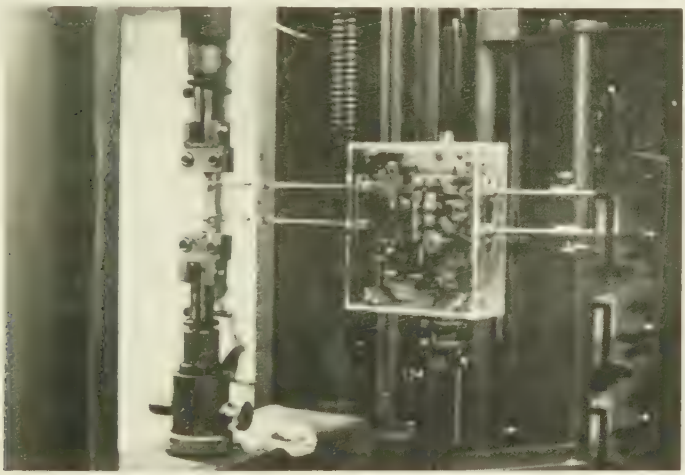


Abb.31: Direkter Wegaufnehmer zur Bestimmung der Längenzunahme des Präparates unter Zug

So wird jetzt -über Plotter gezeichnet- die tatsächliche Längenzunahme des Bandes in Prozent in Beziehung zur Zugkraft angegeben. Der Lastbereich der Zugmaschine geht bis 500 N.
Da die hier auftretenden Dehnungen klein bleiben, ist es erlaubt, das Hooke'sche Gesetz

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

mit E = Elastizitätsmodul

σ = mechanische Spannung

$\varepsilon = \Delta l/l$, Dehnung der Probe

anzuwenden. σ läßt sich aus der Ordinate, der ε-Wert aus der Abszisse entnehmen.

Der hier aus dem Zugversuch erhaltene Elastizitätsmodul beschreibt den Zusammenhang zwischen der Spannung σ und der Dehnung ε in einachsiger Dehnung bei ungehinderter Querschnittsverkleinerung.

Im Versuchsaufbau und der Durchführung wird der DIN-Vorschrift: Bestimmung des Elastizitätsmoduls im Zug-, Druck- und Biegeversuch (53457)(54) entsprochen.

c) Ergebnisse

Zur Auswertung wird nur die ansteigende Phase der Kurve (elastische Phase) herangezogen, weil bei Zugentlastung noch ein Zurücklenken in die Ausgangslänge l_o möglich ist. Die Kurven verhalten sich nicht-linear und mit steigender Spannung wächst der Neigungswinkel.

Die einzelnen Ergebnisse sind in Tabelle 5 aufgeführt.

Um eine mittlere Dehnung von 3% am vorderen Längsband zu erhalten, sind durchschnittlich 132,8 N/mm^2 nötig.

Das vordere Längsband ist zu den starren Bändern zu rechnen, da es einen hohen Anteil an Kollagenfasern enthält. Die mittlere Reißlast -der Wert, der am Bruchpunkt erreicht wird- liegt bei rund 350 N.

Probe	Versuch	Art d.Fixierung	Länge d.Bandes mm	Breite	Meßstrecke l_o	1 mm = 1 mm		Kraft N	A_o mm²	E.-modul N/mm²	Reißlast N
I	Vor	Klemmen	24	14,0	---	---	---	---	21,0	---	---
II	Vor	,Kleben	45	14,6	18,5	---	---	---	21,9	---	---
III	Haupt	,Sandpapier	80	18,2	15	1,9	0,29	100	27,3	189,47	300
IV	"	"	75	17,9	15	1,5	0,23	50	26,8	121,67	350
V	"	"	114	17,9	40	3	1,2	105	26,8	130,60	370
VI	"	"	119	18,3	40	3,9	1,56	100	27,4	93,58	340
VII	"	"	105	18,0	40	5,8	2,3	200	27,0	128,82	380

Tab.5: Elastizitätsmodulbestimmung am vorderen Längsband

2) Elastizitätsmodul der Wirbelkörper der HWS

a) Material

Die zur Bestimmung des Elastizitätsmoduls verwendeten Wirbel werden von allen Muskeln, Band- und Knorpelansätzen mit einem Rasperatorium freipräpariert (Abb.32).

Abb.32: Zum Versuch vorbereitete Halswirbel III-VII

Besonders auf die Wirbelkörperober- und unterseiten wird geachtet. Die Wirbel entstammen einer jungen männlichen Leiche. Ebenso wie die Bänder werden die Wirbel in physiologisches Milieu eingebracht.

b) Methode

Um für die Wirbel den Elastizitätsmodul bestimmen zu können, empfiehlt sich das gleiche Vorgehen wie beim Bandversuch. Da sich keine technische Möglichkeit findet, Knochen und Metall der Verankerung in der Zugmaschine so zu vereinigen, daß die Knochensubstanz chemisch nicht angegriffen wird, sich aber dennoch eine hohe Zugfestigkeit ergibt, wird

der Versuch in eine Bestimmung des Druck-Elastizitätsmoduls umgewandelt. Um die Kompression möglichst gleichmäßig über die gesamten Deckplattenflächen zu verteilen, werden die Kompressionsstempel mit einem Zweikomponenten-Kunststoff anmodelliert (Abb.33). So vorbereitet wird das Verhalten in der Zug-Druckmaschine, diesmal im zehnfach höheren Lastbereich, gemessen. Die Wirbel C I und C II werden aus anatomisch-technischen Gründen nicht berücksichtigt.

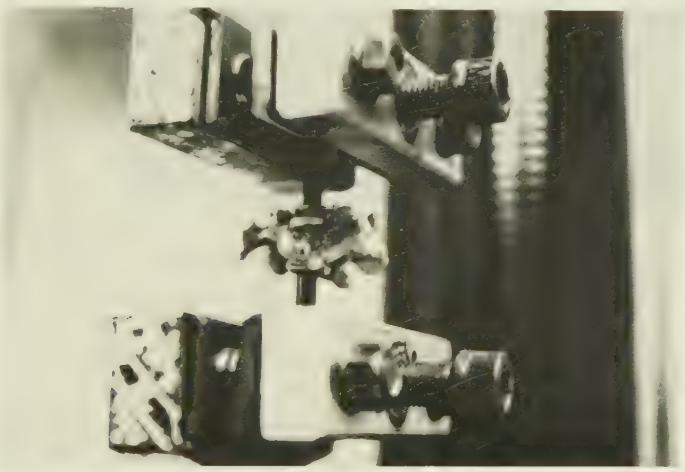


Abb.33: In die Zug-Druckmaschine eingespanntes Halswirbelpräparat

c) Ergebnisse

Als Ergebnis zeigt sich eine Verringerung der Maximallasten von CIII nach CVII. Unter Maximallast wird der Wert verstanden, ab dem trotz Reduzierung der Belastung die Ausgangsgröße des Halswirbels vor der Belastung nicht mehr erreicht werden kann. Jedoch kehren die Wirbelkörper nach submaximaler Belastung fast wieder in ihre Ausgangslage zurück (elastisches Verhalten), so daß bei mehrfacher submaximaler Belastung und folgender Entlastung typische Hystereseschleifen auftreten (Abb.34).

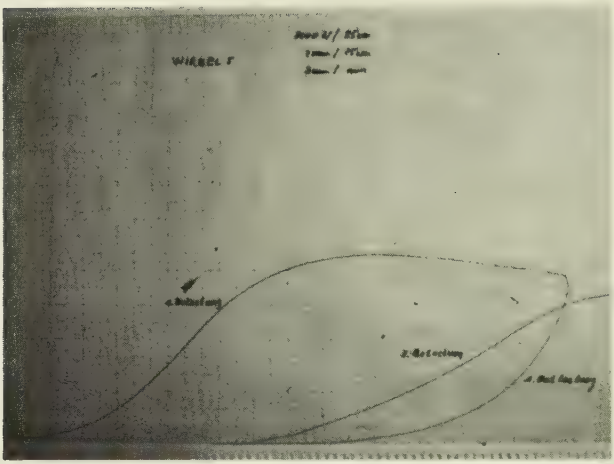


Abb.34: Belastungsdiagramm eines Halswirbels mit Entlastungshystereseschleife

Die Deckplattenflächen nehmen von 2,84 cm^2 bei C III auf 3,2 cm^2 bei C VII zu, ebenso die Einbruchtiefen der Wirbelkörper von 0,68 mm auf 2,24 mm. Der Elastizitätsmodul ist ebenfalls uneinheitlich und verringert sich von C III mit 402,4 N/mm^2 um rund das achtfache bei C VII. Die einzelnen Ergebnisse sind in Tabelle 6 aufgeführt.

Wirbel	Abstand zw.d. Deckplatten	Fläche mm²	Maximale Last in N	bei max.Last Eindrucktiefe in mm	im elast. Bereich bei N	Höhenabnahme(mm)	E.-Modul N/mm²
III	16 mm	284	2850	0,68	1000	0,14	402,4
IV	16 mm	285	2250	1,84	1000	0,4	140,35
V	16 mm	298	2200	2,56	1000	0,42	127,80
VI	17 mm	300	1670	2,00	1000	0,64	88,54
VII	18 mm	320	1380	2,24	1000	1,02	55,15

Tab.6: Elastizitätsmodulbestimmung der Halswirbelkörper III-VII

3) Diskussion

Ein Zugversuch scheint deshalb interessant, weil so die Materialkonstante und somit das Bandverhalten während einer Extensionsbelastung erfaßt wird. Die hier erhaltenen Werte beschränken sich auf das vordere Längsband, da dies präparatorisch am schonendsten zu erhalten war.
Aus der Literatur sind mir keine Arbeiten bekannt, die sich mit den physikalischen Eigenschaften der Bänder der Halsregion beschäftigen. Es fehlen somit Angaben über mögliche Versuchsanordnungen und präparatorische Einzelheiten. Die hier aufgeführten Werte wurden aus Untersuchungen gewonnen, wie sie in der technischen Industrie z.B. bei Materialprüfungen von Kunststoffen üblich sind. Die strengen Auflagen der DIN-Normen wurden etwas weiter gefaßt, da sich z.B. identische Proben aus organischem Bandmaterial nicht fertigen lassen. Die Meßverfahren und der apparative Rahmen können aber als streng und genau bezeichnet werden.
Ähnlich erfolglos wie oben ist das Ergebnis bei der Suche von Angaben über das physikalische Verhalten von Halswirbeln. Eine einzige Arbeit war zu entdecken, die sich im Jahr 1880 mit dem Problem beschäftigt (Messerer zitiert nach 55). Leider gehen hieraus keinerlei Angaben über die Präparation und Lagerung der Wirbel noch über die Versuchsanordnung und -durchführung hervor. Diese Werte für die Bruchlast dürfen daher nur der Orientierung dienen. Verglichen mit den oben gefundenen, die von 2850 N bis 1380 N von cranial nach caudal fallen, hat Messerer annähernd konstante Werte mit im Mittel 1500 N. Da die hier gefundenen Werte auch nach Methoden gefunden wurden, wie sie in der Materialprüfung üblich sind (DIN 53454 (56): Druckversuch), sind sie denen Messerers vorzuziehen.
Die Ergebnisse selbst sind nur im Gesamtrahmen der Biomechanik zu verwenden, da nur dort das Zusammenwirken aller Strukturen erfaßt wird.

D Zusammenfassung

Im ersten Teil der vorliegenden Arbeit wird anhand von zwei parallelen Methoden versucht, den Knochen-Bandapparat der Halswirbelsäule unter biomechanischen und therapeutischen Gesichtspunkten zu untersuchen.
Die Methode mit Dehnungsmeßstreifen -an den Wirbeln im Kraftwirkungsbereich angebracht- erlauben Aussagen über das Verhalten der einzelnen Bänder bei verschiedenen Manipulationen. An Wirbelsäulen ohne Banddurchtrennungen sind die Belastungen am stärksten am vorderen (Stauchung) und hinteren Längsband (Dehnung), geringer am Dornfortsatz (Dehnung) und sehr diskret an den Interartikularportionen (Dehnung). Je nach durchtrennter Struktur ändert sich diese Lastverteilung. Durch die Durchtrennung von entsprechenden Bändern entstehen vordere, hintere Dislokationen, Luxationen und Instabilitäten.
Die Röntgenbildauswertung ergänzt die Untersuchung mit DMS. Die verschiedenen Manipulationen sind die diskontinuierliche Gewichtsbelastung, die kontinuierliche Gewichtsbelastung (Stretch-Test) und die Durchtrennung von Bandstrukturen, um so pathologische Zustände zu simulieren.
Die Röntgenbildauswertung weist die Notwendigkeit nach, bei unklaren Verletzungen im HWS-Skelettbereich den Stretch-Test durchzuführen (kontinuierliche Gewichtssteigerung mit 5 kg-Schritten in 5 minütigem Abstand unter Bildwandlerkontrolle). Manche der pathologischen Zustände ließen sich am Bild von den unbelasteten Wirbelsäulen nicht zeigen, obwohl sie eindeutig ausgeführt waren. Erst mit steigenden Gewichten (am deutlichsten bei 15/20 kg)traten pathognomonische Veränderungen auf (Deckplattenwinkeländerungen, Wirbelkörperabstandsveränderungen).
Der zweite Teil beschäftigte sich mit der Untersuchung der Gefäße im Kopf-Hals-Übergang, speziell mit der arteriellen Versorgung des dens axis. Bei der Anwendung verschiedener Methoden (Leichenangiographie, Angiographie am Präparat, Affenangiographie, Gefäßausgußpräparat) konnten die versorgenden Gefäße des dens gezeigt werden: aufsteigende vordere und hintere Äste aus der arteria vertebralis,

die den dens umfassen.
Der Einfluß von extendierenden Kräften, die auf die gesamte Halswirbelsäule wirken, auf die Gefäßlumina konnte nicht gezeigt werden.
Im letzten Teil werden die Elastizitätsmodule vom vorderen Längsband und der Halswirbelkörper bestimmt. Für das vordere Längsband ergibt sich ein mittlerer Elastizitätsmodul von 132,83 N/mm². Für den Elastizitätsmodul der Wirbelkörper finden sich hier von der Literatur abweichende Werte: von CIII nach CVII 402,4 N/mm² bis 55 N/mm². Bei Messerer (55) wird ein einheitlicher Wert von ungefähr 75 N/mm² angegeben.
Die hier ermittelten Werte sind nach Methoden gefunden, wie sie bei der Materialprüfung für Kunststoffe angewandt werden.

F Literaturverzeichnis

1 von Lanz T., Wachsmuth W.; Praktische Anatomie, Erster Band, Teil 1 B, 1979

2 Gray's Anatomy; 35 th edition, Longman, 1973

3 Benninghoff A., Goertler K.; Lehrbuch der Anatomie des Menschen, 10. Auflage, Band 1,2,3, Urban-Schwarzenberg, 1975

4 Pernkopf E.; Atlas der topographischen und angewandten Anatomie des Menschen, Band 1,2, Urban-Schwarzenberg, 1963

5 Sobotta J., Becher H.; Atlas der Anatomie des Menschen, 17. Auflage, Band 3, Urban-Schwarzenberg, 1973

6 Heberer G.; Die Evolution der Organismen, Gustav Fischer Verlag, 1954

7 Mayer E.Th.; unveröffentlichtes Redekonzept, München, 1980

8 Schatzker J., C.H. Rorabeck, J.P. Waddell; Fractures of the Dens, J.Bone Joint Surg. B, 53-B, 392, 1971

9 Crutchfield W.G.; Treatment of Injuries of the Cervical Spine, J.Bone Joint Surg., XX, 696, 1938

10 Cone W., Turner W.G.; The Treatment of Fracture-Dislocations of the Cervical Vertebrae by Skeletal Traction and Fusion, J.Bone Joint Surg., XIX, 584, 1937

11 Dewald R.L., Ray R.D.; Skeletal Traction for the Treatment of Severe Skoliosis, J.Bone Joint Surg., 52-A, 233, 1970

12 O'Brien J.P., Yau A.C.M.C., Smith T.K.; Halo Pelvic Traction, J.Bone Joint Surg., 53-B, 217, 1971

13 Kalamchi A., Yau A.C.M.C., O'Brien J.P., Hodgson A.R.; Halo-Pelvic Distraction Apparatus, J.Bone Joint Surg., 58-A, 1119, 1976

14 Elfström G., Körner L.; Halo-väst-fixation av instabila halsryggskador, Läkartidningen, Volym 75, 202, 1978

15 Vlach O.; Vyznam Halo pri operacni lecbe skolioz, Acta Chir. orthop. Traum. cech., 42, 373, 1975

16 Ransford A.O., Manning C.W.S.F.; Complications of Halo-Pelvic Distraction for Scoliosis, J.Bone Joint Surg., 57-B, 131, 1975

17 Ransford A.O., Manning C.W.S.F.; Halo-Pelvic Apparatus: Peritoneal Penetration by Pelvic Pins, J.Bone Joint Surg., 60-B, 404, 1978

18 White A.A., Panjabi M.M.; Clinical Biomechanics of the Spine, 1978

19 Malgaigne; Traité des fractures des luxations, Tome 2: J.B. Baillière, Paris, 1855

20 Braakman R. Penning L.; Injuries of the Cervical Spine, Excerpta Medica, 1971

21 Roaf R; A Study of the Mechanics of Spinal Injuries, J.Bone Joint Surg., 42-B, 810, 1960

22 Braakman R., Vinken P.J.; Unilateral Facet Interlocking in the Lower Cervical Spine, J.Bone Joint Surg., 53-B, 165, 1971

23 Burke D.C., Berryman D.; The Place of Closed Manipulations in the Management of Flexion-Rotation Dislocations of the cervical Spine, J.Bone Joint Surg., 53-B, 165, 1971

24 Lob H.; Die Wirbelsäulenverletzung und ihre Ausheilung, 2. Auflage, Thieme, 1954

25 Gelehrter G., Vittali H.-P.; Verletzungsformen der Halswirbelsäule mit Ausnahme der Kopfgelenke, Arch. orthop. Unfall-Chir., 52, 287, 1960

26 Bailey R.W.; Fractures and Dislocations of the Cervical Spine, Postgrad. Med., 35, 588, 1964

27 Forsyth H.F.; Extension Injuries of the Cervical Spine, J.Bone Joint Surg., 46-A, 1792, 1964

28 Beatson T.R.; Fractures and Dislocations of the Cervical Spine, J.Bone Joint Surg., 45-B, 21, 1963

29 Barnes R.; Paraplegia in Cervical Spine Injuries, J.Bone Joint Surg., 30-B, 234, 1948

30 Durbin F.C.; Fracture-Dislocations of the Cervical Spine, J.Bone Joint Surg., 39-B, 23, 1957

31 Clemens H.J., Burow K.; Experimentelle Untersuchungen zur Verletzungsmechanik der Halswirbelsäule beim Frontal- und Heckaufprall, Arch orthop. Unfall-Chir., 74, 116, 1972

32 Brookes T.P.; Dislocations of the Cervical Spine, Surg. Gynecol. Obstet., CVII, 772, 1933

33 Hinz P.; Die Verletzung der Halswirbelsäule durch Schleuderung und Abknickung, Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis, 47, Hippokrates Verlag, 1970

34 Crooks F., Birkett A.N.; Fractures and Dislocations of the Cervical Spine, Br. J. Surg., XXXI, 252, 1944

35 Jahna H., Wittich H.; Was kann man mit der konservativen Behandlung der Halswirbelfrakturen, Luxationen und Luxationsfrakturen erreichen?, Hefte Unfallheilkd., 108, 63, 1971

36 Meister B.; Untersuchungen an der Halswirbelsäule gurtgeschützter menschlicher Leichen bei simulierten Frontalaufprallen, Inaug. Diss. Heidelberg, 1975

37 Evans D.K.; Reduction of Cervical Dislocations, J.Bone Joint Surg., 43-B, 552, 1961

38 Verbiest H.; Anterolateral Operations for Fractures and Dislocations in the Middle and Lower Parts of the Cervical Spine, J.Bone Joint Surg., 51-A, 1489, 1969

39 Saternus K.-S.; Das Schleudertrauma des Halses, Unfallchirurgie, 3, 11, 1977

40 Maurer H.J., Schwarzhoff V.; Unfallmechanismus und Wirbelverletzung -katamnestische röntgenologische Untersuchungen-, Hefte Unfallheilkd., 108, 13, 1971

41 Brav E.A.; Miller J.A., Bouzard W.C.; Traumatic Dislocations of the Cervical Spine, J. Trauma, 3, 569, 1963

42 Munroe; nach 18

43 Bedbrook; nach 18

44 Panjabi M.M.; Clinical Applications of Spinal Biomechanics Research, Vortragskonzept, Bonn, 1981

45 Crutchfield W.G.; Skeletal Traction in Treatment of Injuries to the Cervical Spine, J. American Medical Association, 155, 29, 1954

46 Paillas J.E., Sedan R.; Fractures et luxations du rachis cervical, J. Chir., 77, 50, 1959

47 Bourne G.H.; The Rhesus Monkey, Vol.I, Anatomy and Physiology, Accademic Press, San Franzisco, 1975

48 Rosenbauer K.H.A., Notermans H.P., Jansen B.; Techniken zur Anfertigung von Gefäßausgußpräparaten für rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen, Der Präparator, 26, 291, 1980

49 Schmidt U.; Mazeration von Skeletteilen mit Waschmitteln, Der Präparator, 27, 69, 1981

50 Tredwell S.J., O'Brien J.P.; Avascular Necrosis of the Proximal End of the Dens, J.Bone Joint Surg., 57-A, 332, 1975

51 Breig A.; Persönlicher Brief, 1981

52 Schiff D.C.M., Parke W.W.; The Arterial Supply of the Odentoid Process, J.Bone Joint Surg., 55-A, 1450, 1973

53 Hofer H., Schulz A.H., Stark D.; Primatologia, S.Karger-Verlag, Basel, Band III, Teil 2, 273, 1960

54 DIN 53457, Prüfung von Kunststoffen, Bestimmung des Elastizitätsmoduls im Zug-, Druck- und Biegeversuch, Mai, 1968

55 Göcke; Physikalische Untersuchungen an skoliotischen Wirbeln, Z. f. orthop. Chirurgie, 48, 168, 1927

56 DIN 53454, Prüfung von Kunststoffen, Druckversuch, April, 1971

Lebenslauf

Am 21. März 1955 wurde ich, Michael Weinbeck, als Sohn des Augenarztes Dr.med. Wilhelm Weinbeck und seiner Ehefrau Eva Maria, geb. Wierl, in München geboren.

Nach dem Besuch der Volksschule wechselte ich 1965 auf das Theresiengymnasium München über, an dem ich im Juni 1975 das Abitur bestand.

Zum Wintersemester 1975 immatrikulierte ich mich im Fach Physik an der Ludwig Maximilian Universität. Das Medizinstudium begann ich im Herbst 1976 in Triest, Italien. Zum Wintersemester 1977/78 wurde ich an der Universität Düsseldorf zugelassen.

Mein Physikum legte ich im März 1979 ab, den ersten Teil des Staatsexamens im März 1980 und den zweiten Teil im März 1982.

Zur Zeit befinde ich mich im Praktischen Jahr an den Städt. Krankenanstalten Krefeld und beabsichtige im Frühjahr 1983 mit dem dritten Teil des Staatsexamens das Studium zu beenden.

Düsseldorf 1982